

**Ergebnisse 4 Jahre nach Rekonstruktion des vorderen
Kreuzbandes:
Welche Variablen sind zur Ergebnisbeurteilung relevant?**

Inauguraldissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Philosophie (Dr. phil.)
im Fach Sportwissenschaft

eingereicht an der
Philosophischen Fakultät IV
der Humboldt-Universität zu Berlin

von

Ilka Ducke
geboren am 19. Mai 1971 in Räckelwitz

Präsident der Humboldt-Universität zu Berlin:

Prof. Dr. Christoph Marksches

Dekan der Philosophischen Fakultät IV:

Prof. Dr. Dietrich Benner

| | |
|----------------------|--|
| Gutachter: | 1. Prof. Dr. med. Roland Wolff 2. Prof. Dr. Siegfried Leuchte |
| eingereicht: | 30. September 2006 |
| Datum der Promotion: | 08. Februar 2006 |

Widmung

Für Tom

Wenn du bei Nacht den Himmel anschaust,
so ist es dir, als leuchten tausend Sterne,
weil ich auf einem von ihnen wohne,
weil ich auf einem von ihnen lache.
Und wenn du dich getröstet hast,
wirst du froh sein, mich gekannt zu haben.

Antoine de Saint-Exupéry: „Der kleine Prinz“

Wir werden dich nie vergessen.

Abstract

Schlüsselwörter: vorderes Kreuzband, Knie-Scores, Sportfähigkeit, klinischer Befund, sportmotorische Tests, isokinetische Drehmomente, sonografische Muskeldicken

Einleitung: Primäres Ziel einer VKB-Plastik ist die Verbesserung der Stabilität des Kniegelenkes, doch daran allein lässt sich das Behandlungsergebnis nicht beurteilen. Mit den Daten von 23 Patienten nach VKB-Rekonstruktion (4 Jahre p.o.) sollte diskutiert werden, welche Variablen noch geeignet sind, um den Behandlungserfolg zu bewerten.

Ergebnisse und Diskussion: Die Kniefunktion im Alltag wurde in den Knie-Scores als gut oder besser beurteilt, die Bewertung beim Sport war etwas schlechter. Die KOS-Scores ADL und Sport haben sich für die Erfassung der subjektiven Zufriedenheit besonders geeignet. Im klinischen Befund gab es kaum Defizite. Die Gelenkbeweglichkeit und Stabilität des VKB (Lachman) sind die relevanten Beurteilungskriterien. Hinsichtlich der Sportfähigkeit war ein Rückgang in Sportarten mit höherer Kniegelenksgefährdung zu sehen. Nur 36,4 % der Patienten sind auf prätraumatischem Niveau aktiv. Die Sportfähigkeit dürfte jedoch für langfristige Evaluationen nicht von Interesse sein, da altersbedingte Veränderungen im Freizeitverhalten einen zunehmenden Einfluss haben. In einbeinigen sportmotorischen Tests, wie dem Nieder-Hoch-Sprung, zeigten sich auf der operierten Seite verlängerte Bodenkontaktzeiten. Dieser Test ist für die Beurteilung genauso geeignet wie der Einbeinweitsprung. Bei diesem war zwar kein Seitenunterschied, jedoch eine verkürzte Sprungweite gegenüber Kniegesunden zu finden. Bei den isokinetischen Messungen fanden sich persistierende Defizite der Extensoren (operiertes Bein) sowie bilaterale Veränderungen, verglichen mit dem Referenzwert. Ferner lagen auf der operierten Seite verminderte Muskeldicken der Mm. vastus medialis et intermedius (knienah) vor. Die Werte der isokinetischen Messung wie der sonografischen Muskeldickenmessung stellen daher wichtige Indikatoren zur Bewertung des Muskelstatus dar. Untersuchungen wie EMG, Ganganalyse, Einbeinstandtest, Beinumfangsmessung, beidbeinige Sprünge und Beintapping ließen keine Defizite erkennen. Diese Verfahren können kaum einen Beitrag zur Einschätzung des Behandlungsergebnisses leisten. Es gab mehrere Hinweise auf bilaterale Veränderungen, daher ist bei vielen Tests der alleinige Seitenvergleich nicht ausreichend. Somit ist zu fordern, dass künftig zur Bewertung des Behandlungsergebnisses nach VKB-Plastik einheitliche Untersuchungsstandards angestrebt sowie Normwerte für diese Testverfahren geschaffen werden.

Abstract

Key words: anterior cruciate ligament, knee-scores, sport capability, clinical results, sport motor tests, isokinetic torque, sonographic muscle thickness

Introduction: The primary goal of anterior cruciate ligament reconstruction is to improve knee joint stability; however, this factor alone is not enough in evaluating treatment results. With data from 23 patients (4 years post-op) after reconstruction of the anterior cruciate ligament variables will be discussed as to which are well-suited in judging treatment success.

Results and discussion: Knee joint function for activities of daily life (ADL) was rated by knee-scores as good or better; for sport activities the rating was somewhat worse. KOS scores for ADL and sport are well-suited for the conceived, subjective contentment. Clinical results show hardly any deficits. Joint range of motion and stability of the anterior cruciate ligament (Lachman test) are relevant rating criteria. With regard to sport capability a reduction was seen in sports where a high risk for the knee joint was present. Only 36.4 % of the patients are at a „pre-trauma“-level. Long-term evaluation of sport capability is not of interest, since age-related changes in leisure activity are of increasing influence. By sport motor tests such as the one-leg drop-jump, an increase in ground contact time was seen. This test is just as well-suited for evaluation as the one-leg long jump. This test showed no side difference except for a shortened jumping distance in comparison to the healthy reference group. Isokinetic results reveal persistent deficits of the knee extensors (operated knee) as well as bilateral changes when compared to reference values. Furthermore, reduced muscle thickness of the Mm. vastus medialis et intermedius near the joint was seen. Isokinetic measurement values and sonographic muscle-thickness measurements represent important indicators when evaluating muscle status. Tests such as EMG, gait analysis, one-leg standing test, thigh-girth measurements, two legged jumps and leg-tapping do not reveal any deficits. These tests can hardly contribute to an evaluation of treatment results. There is much evidence of bilateral changes; therefore side comparisons alone are not adequate. It is therefore to encourage standardized examination tests as well as normal values when evaluating treatment results after anterior cruciate ligament reconstruction.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

| | | |
|----------|---|-----------|
| 1 | Einleitung | 1 |
| 1.1 | Einleitung | 1 |
| 1.2 | Theoretische Grundlagen | 3 |
| 1.2.1 | Anatomie des Kniegelenkes und der Kreuzbänder | 3 |
| 1.2.2 | Knieverletzungen und vordere Kreuzbandruptur | 5 |
| 1.2.3 | Behandlung der vorderen Kreuzbandruptur | 6 |
| 1.2.3.1 | Konservative Behandlung | 7 |
| 1.2.3.2 | Operative Behandlung | 8 |
| 1.2.4 | Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes | 11 |
| 1.2.5 | Überblick zu häufigen Untersuchungsverfahren | 12 |
| 1.3 | Fragestellungen | 20 |
| 2 | Material und Methoden | 22 |
| 2.1 | Patientengruppe | 22 |
| 2.1.1 | Auswahlkriterien | 22 |
| 2.1.2 | Anthropometrische Angaben | 22 |
| 2.1.3 | Anamnestiche Daten | 23 |
| 2.1.3.1 | Unfallursache | 23 |
| 2.1.3.2 | Operationsmethoden und Nachbehandlung | 23 |
| 2.2 | Kontrollgruppe | 24 |
| 2.2.1 | Auswahlkriterien | 24 |
| 2.2.2 | Anthropometrische Angaben | 25 |
| 2.3 | Untersuchungsdesign | 25 |
| 2.4 | Anamnese, subjektive Kniefunktionseinschätzung und Scores | 26 |
| 2.5 | Kniebefund und Stabilitätsmessung | 31 |
| 2.6 | Messtechnik, Messvorgehen und Messparameter | 32 |
| 2.6.1 | Gang- und Laufanalyse | 32 |
| 2.6.1.1 | Kinetik | 32 |
| 2.6.1.2 | Kinematik | 37 |
| 2.6.2 | Koordinations- und Schnelligkeitsdiagnostik | 40 |
| 2.6.2.1 | Haltungsstabilisation: Biodex-Plattform | 40 |
| 2.6.2.2 | Schnelligkeitsdiagnostik: Talent-Diagnose-System (TDS) | 41 |
| 2.6.3 | Ergänzende Tests der Koordinations- und Schnelligkeitsdiagnostik | 47 |
| 2.6.4 | Isometrische und isokinetische Messung | 49 |
| 2.6.5 | Elektrische Aktivität (EMG) bei isometrischer und isokinetischer Drehmomentmessung | 53 |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 2.6.6 | Sonografische Muskeldickenmessung | 55 |
| 2.7 | Statistische Datenanalyse | 56 |
| 3 | Ergebnisse | 59 |
| 3.1 | Fragebogen | 59 |
| 3.1.1 | Postoperative Beschwerde- und Verletzungsanamnese | 59 |
| 3.1.2 | Sportliche Aktivität vor und nach der VKB-Verletzung | 60 |
| 3.2 | Scores | 62 |
| 3.2.1 | Lysholm-Score..... | 62 |
| 3.2.2 | Tegner-Aktivitätsscore..... | 63 |
| 3.2.3 | OAK-Score | 63 |
| 3.2.4 | KOS-Score ADL | 64 |
| 3.2.5 | KOS-Score Sport..... | 65 |
| 3.2.6 | Korrelationen zwischen den Scores | 65 |
| 3.2.7 | Korrelationen von Scores zu erhobenen Messwerten | 67 |
| 3.3 | Klinischer Befund | 68 |
| 3.4 | Ganganalyse bei 4,5 km/ h..... | 72 |
| 3.4.1 | Subjektive Einschätzung der Gehfähigkeit..... | 72 |
| 3.4.2 | Kinetische Daten der Ganganalyse..... | 73 |
| 3.4.3 | Kinetische Daten der Ganganalyse im postoperativen Verlauf..... | 74 |
| 3.4.4 | Kinematische Daten der Ganganalyse..... | 79 |
| 3.5 | Laufanalyse bei 10,0 km/ h | 80 |
| 3.5.1 | Subjektive Einschätzung der Lauffähigkeit | 80 |
| 3.5.2 | Kinetische Daten der Laufanalyse in der Ebene und bei –5 % Gefälle | 81 |
| 3.5.3 | Kinematische Daten der Laufanalyse in der Ebene und bei – 5% Gefälle | 83 |
| 3.6 | Koordinations- und Schnelligkeitsdiagnostik..... | 85 |
| 3.6.1 | Ein- und beidbeinige Haltungsstabilisation | 85 |
| 3.6.2 | Bein-Tapping sitzend und stehend..... | 86 |
| 3.6.3 | Nieder-Hoch-Sprung..... | 88 |
| 3.6.4 | Dreisprung mit kurzem Bodenkontakt | 89 |
| 3.6.5 | Einbeinweitsprung | 90 |
| 3.7 | Sonografische Muskeldickenmessung..... | 91 |
| 3.7.1 | Beinumfangsmessung..... | 91 |
| 3.7.2 | Muskeldicken des lateralen Oberschenkels..... | 91 |
| 3.7.3 | Muskeldicken des ventralen Oberschenkels..... | 92 |
| 3.7.4 | Muskeldicke des medialen Oberschenkels | 95 |
| 3.8 | Isometrische und isokinetische Messungen und elektrische Aktivität (EMG)..... | 96 |
| 3.8.1 | Isometrische Drehmomentmessung und elektrische Aktivität | 96 |
| 3.8.2 | Isokinetische Messung der Knieextensoren und -flexoren (60°/ s)..... | 97 |
| 3.8.3 | Elektrische Aktivität der Knieextensoren bei isokinetischer Messung (60°/ s). 99 | |

| | | |
|----------|---|------------|
| 3.8.4 | Isokinetische Messung der Knieextensoren und –flexoren (180°/ s)..... | 100 |
| 3.8.5 | Elektrische Aktivität der Knieextensoren bei isokinetischer Messung (180°/ s).... | 102 |
| 3.9 | Zusammenhänge zwischen den Variablen | 106 |
| 3.9.1 | Beziehungen zwischen Muskelmorphologie, elektrischer Aktivität und isokinetischen Drehmomenten..... | 106 |
| 3.9.1.1 | Spearman's Rangkorrelation für isokinetisches Drehmoment..... | 106 |
| 3.9.1.2 | Multiple Regression für isokinetisches Drehmoment..... | 108 |
| 3.9.2 | Einfluss des isokinetischen Drehmomentes der Knieextensoren | 109 |
| 3.9.3 | Einfluss der Sportaktivität..... | 111 |
| 3.9.4 | Einfluss der vorderen Instabilität..... | 112 |
| 4 | Diskussion | 114 |
| 4.1 | Fragebogen..... | 114 |
| 4.2 | Scores | 120 |
| 4.2.1 | Lysholm-Score | 120 |
| 4.2.2 | Tegner-Aktivitätsscore | 122 |
| 4.2.3 | OAK-Score | 125 |
| 4.2.4 | KOS-Score ADL | 127 |
| 4.2.5 | KOS-Score Sport | 128 |
| 4.2.6 | Zusammenfassung: Scores und Korrelationen..... | 129 |
| 4.3 | Klinischer Befund | 131 |
| 4.4 | Gang- und Laufanalyse..... | 142 |
| 4.4.1 | Ganganalyse | 142 |
| 4.4.2 | Laufanalyse..... | 146 |
| 4.4.3 | Zusammenfassung der Diskussion zur Gang- und Laufanalyse | 150 |
| 4.5 | Koordinations- und Schnelligkeitsdiagnostik..... | 152 |
| 4.5.1 | Ein- und beidbeinige Haltungsstabilisation | 152 |
| 4.5.2 | Elementare Schnelligkeit und Einbeinweitsprung..... | 155 |
| 4.6 | Sonografische Muskeldickenmessung..... | 167 |
| 4.7 | Muskelkraft und elektrische Aktivität..... | 170 |
| 4.7.1 | Isometrische Messung | 170 |
| 4.7.2 | Isokinetische Messung und elektrische Aktivität..... | 173 |
| 4.7.3 | Zusammenfassende Diskussion zur Messung der Drehmomente und elektrischen Aktivität unter Berücksichtigung der Korrelationen..... | 178 |
| 4.8 | Zusammenhänge zwischen den Variablen | 180 |
| 4.8.1 | Zusammenhänge zwischen Variablen der Muskelmorphologie, elektrischen Aktivität und Muskelkraft | 180 |
| 4.8.2 | Zusammenhang von maximalem isokinetischen Drehmoment (60°/ s) und weiteren Testvariablen | 182 |
| 4.9 | Methodenkritik..... | 184 |

| | |
|--|------------|
| 4.10 Vorschlag für einen Evaluationsbogen..... | 185 |
| 4.11 Schlussfolgerungen und Ausblick | 189 |
| 5 Zusammenfassung | 191 |
| Literatur | 196 |
| Anhang..... | 210 |
| Anhang A | 210 |
| Anhang B | 211 |
| Fragebogen und Scores | 211 |
| B.1 Fragebogen..... | 211 |
| B.2 KOS-Score ADL (nach Irrgang 1998)..... | 215 |
| B.3 KOS-Score Sport (nach Irrgang 1998) | 216 |
| B.4 Evaluationsbogen für Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes..... | 216 |
| Danksagung | |
| Eidesstattliche Erklärung | |

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|---------------------------------|---|
| Abb. | Abbildung |
| ADL | Activities of Daily Living (Alltagsaktivitäten) |
| B | operierte Seite |
| CT | Computertomografie |
| EMG | Elektromyografie |
| Ext | Extension |
| Flex | Flexion |
| iEMG | integriertes EMG |
| KG | Körpergewicht |
| M. | Musculus (Muskel) |
| mA | mittlere Amplitude |
| Med | Median |
| Mon. | Monate |
| MRT | Magnetresonanztomografie |
| MW | Mittelwert |
| N | gesunde Seite |
| n | Anzahl |
| n.s. | nicht signifikant |
| NU | Nachuntersuchung |
| OP | Operation |
| OSL | Oberschenkellänge |
| p | Irrtumswahrscheinlichkeit (Signifikanz) |
| p.o. | postoperativ |
| PSP | Patellarsehnenplastik |
| Q _o | oberes Quartil |
| Q _u | unteres Quartil |
| R | Referenzwert |
| r | Korrelationskoeffizient |
| STP | Semitendinosussehnenplastik |
| Tab. | Tabelle |
| TDS | Talent-Diagnose-System |
| TE | Trainingseinheit(en) |
| U ₁ – U ₅ | Untersuchung 1 – 5 |
| U-Test | Mann-Whitney-U-Test |
| VKB | Vorderes Kreuzband |
| W-Test | Wilcoxon-Test |
| Wo. | Wochen |

1 Einleitung

1.1 Einleitung

Unter den Knieverletzungen hat die Ruptur des vorderen Kreuzbandes (VKB) eine große sport- wie sozialmedizinische Bedeutung, da vor allem unter Jugendlichen und jüngeren Erwachsenen eine hohe Verletzungsinzidenz vorliegt und die Behandlung häufig langwierig ist. In den Vereinigten Staaten werden jährlich etwa 75 000 Kreuzbandrupturen registriert, was einer Inzidenz von einer Verletzung auf 3 500 Einwohner entspricht [208]. In Industriestaaten gehen Schätzungen von bis zu einer Kreuzbandverletzung auf 1 000 Einwohner aus [166]. Dazu scheint sich in den letzten Jahren eine Zunahme von VKB-Verletzungen abzuzeichnen [32]. Als Ursachen werden das aktivere Sport- und Freizeitverhalten sowie der Trend zu immer neuen und häufig riskanteren Sportarten diskutiert. Des Weiteren sind Entwicklungen im Bereich der Sportgeräte zu verzeichnen, die für die Belastung des Bewegungsapparates nicht unproblematisch erscheinen, z.B. starre und hohe Schäfte von Skischuhen, Bindungsplatten für Carving-Ski, Stollenhöhe bei Fußballschuhen. Auf der anderen Seite haben sich aber auch die diagnostischen Möglichkeiten verbessert, so dass heute Kreuzbandverletzungen kaum noch „unentdeckt“ bleiben.

In der Orthopädie und Unfallchirurgie steht dieses Verletzungsbild nach wie vor im Mittelpunkt des Interesses. Trotz der zahlreichen wissenschaftlichen Untersuchungen auf diesem Gebiet und eines fortgeschrittenen Erkenntnisstandes sind noch viele Fragen ungeklärt und die Meinungen zur Behandlung wie zur Nachuntersuchung divergent.

Der aktuelle Stand der Diagnostik und Behandlung der VKB-Ruptur¹ widerspiegelt sich in den Leitlinien der Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) [44]. Dabei „... ist nicht ganz unumstritten, wie der Erfolg nach VKB-Ersatz zu messen ist“ (Rupp et al. [166], S. 754). Betrachtet man die Veröffentlichungen hinsichtlich des „gemessenen“ Behandlungserfolges, fällt auf, dass sich das Resultat in den letzten Jahren kaum geändert hat. So wurden bei Kreuzbandrekonstruktionen bis 1960 über 70 % zufriedenstellende Ergebnisse erzielt. Veröffentlichungen zwischen 1980 und 1998 berichten in 70 - 80 % der Fälle von Resultaten mit normaler und nahezu normaler Kniefunktion [77]. Die veränderten OP-Methoden und Nachbehandlungsstrategien hätten demnach zu keiner wesentlichen Verbesserung des Behandlungsergebnisses geführt. Eine mögliche Erklärung dafür

¹ Stand der letzten Aktualisierung: 1. April 2002

könnte sein, dass bisher keine einheitlichen wissenschaftlichen Vorschriften existieren, welche Bewertungskriterien genutzt werden sollten, um das Behandlungsergebnis zu evaluieren. Zwar werden in den bereits erwähnten Leitlinien der AWMF [44] für die „Vordere Kreuzbandruptur“ ausgewählte Scores für das klinisch-wissenschaftliche Vorgehen empfohlen. In vielen Untersuchungen kommen jedoch, bedingt durch die heutigen technischen Möglichkeiten, auch Methoden aus den Randgebieten der Orthopädie, wie z.B. Kraft-, Schnelligkeits- und Koordinationsdiagnostik, neurologische Messverfahren und Bewegungsanalysen zum Einsatz. Das verschiedenartige Herangehen in der Untersuchungsdurchführung sowie Unterschiede in der Zusammensetzung der Patientengruppen und in den Nachuntersuchungszeiten erschweren die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zahlreicher Studien.

Häufigster Indikator für die Beurteilung des Behandlungsergebnisses ist die wiederhergestellte Belastungs- und Sportfähigkeit. Diese ist gekennzeichnet durch eine freie (seitengleiche) Gelenkbeweglichkeit und einen stabilen Kapsel-Band-Apparat², Schwellungs- und Schmerzfreiheit in Ruhe und unter Belastung sowie die subjektive Zufriedenheit des Patienten verbunden mit wiederhergestellter Lebensqualität. Erfahrungsgemäß erfolgt dabei die Beurteilung des Behandlungsergebnisses anhand ausgewählter subjektiver (Scores, Fragebögen) und objektiv erfasster Variablen. Zur Überprüfung des Funktionszustandes des Kniegelenkes stehen zahlreiche Diagnoseverfahren zur Verfügung. Dazu zählen bildgebende Verfahren (Röntgen, MRT³, CT⁴, Sonografie), manuelle und instrumentelle Verfahren zur Erfassung der Stabilität des Kapsel-Band-Apparates. Darüber hinaus werden verschiedene Methoden genutzt, um die Muskelfunktion zu überprüfen. Durchgeführt werden u.a. isometrische und isokinetische Messverfahren, z.T. kombiniert mit Erfassung der elektrischen Aktivität. Die koordinative Leistungsfähigkeit wird anhand verschiedener sportmotorischer Tests, vom Einbeinstand über Sprungformen bis zu Übungsvarianten der elementaren Schnelligkeit, überprüft. Ausgewählten Studien beschäftigen sich des Weiteren mit der Beeinträchtigung der sensomotorischen Funktion nach einer solchen Verletzung. Durch Erfassung des Bewegungs- und Positionssinnes, z.B. mittels des Winkelreproduktionstests, können die propriozeptiven Defizite ermittelt werden.

Diese Arbeit gibt einen Überblick über mittelfristige Ergebnisse nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes, indem etablierte wie auch weniger bekannte

² Eine mit Arthrometern bestimmte Seitendifferenz von geringer als 3 mm wird als normal angesehen ([117], S. 102).

³ Magnetresonanztomografie

⁴ Computertomografie

Untersuchungsverfahren genutzt werden. Es werden die Daten einer Gruppe von 23 Patienten mit VKB-Plastik 4 Jahre postoperativ dargestellt. Die erhobenen Daten und eventuellen korrelativen Zusammenhänge sollen in die Ergebnisse aus der Literatur eingeordnet werden. Vor diesem Hintergrund werden die Variablen der Untersuchungsverfahren bezüglich deren praktischen Relevanz für die Evaluation von Behandlungsergebnissen beurteilt. Zum Schluss soll daraus eine Empfehlung für einen Untersuchungsbogen erarbeitet werden.

1.2 Theoretische Grundlagen

1.2.1 Anatomie des Kniegelenkes und der Kreuzbänder

Anatomie des Kniegelenkes

Das Kniegelenk (Articulatio genus) ist das mittlere Gelenk der unteren Extremität und gleichzeitig das größte Gelenk des menschlichen Körpers überhaupt. Es muss sowohl Stabilität gewährleisten als auch Bewegung ermöglichen. Auf Grund dieser funktionellen Gegensätzlichkeit gibt es am Knie verschiedene anatomische Besonderheiten.

Das Kniegelenk ist ein zusammengesetztes Gelenk. Distales Ende des Femur, proximales Ende der Tibia und Patella artikulieren miteinander. Die zueinander inkongruenten Gelenkflächen der Kondylen des Femur und des Tibiaplateaus werden durch den medialen und lateralen Meniskus ausgeglichen. Die Menisken vergrößern dabei den Flächenkontakt zu den Femurkondylen und bewirken somit eine Druckverteilung besonders bei stoßartigen Belastungen. Sie weisen des Weiteren eine dämpfende Wirkung auf. Außerdem haben die Menisken eine funktionelle Bedeutung für die Stabilisierung des Kniegelenkes, „indem sie sich, vor allem in den Endstellungen, wie Keile zwischen Femurkondylen und Tibiaplateau schieben (*Hemmschuhwirkung*)“ (Rauber/ Kopsch [156], S. 550).

Die Stabilität des Kniegelenkes wird durch aktive und passive Mechanismen gewährt. Die aktive Sicherung wird von der kräftig entwickelten gelenkumgebenden Muskulatur mit ihren Sehnenanteilen (M. quadriceps, Mm. ischiocrurales) übernommen. Ein komplizierter Kapsel-Band-Apparat führt und begrenzt neben Knochen, Knorpel und Menisken die Bewegungen im Kniegelenk. Die Kapsel, die das gesamte Kniegelenk umspannt, und die mit ihr in Verbindung stehenden Bänder und Sehnen stabilisieren in gemeinsamer Funktion das Kniegelenk. Der seitliche Bandapparat wird von den beiden Kollateralbändern (Ligg. collaterale tibiale et fibulare) gebildet. Sie geben dem Knie in der Frontalebene die nötige Stabilität. Die Kreuzbänder (Ligg. cruciatum anterior et

posterior) stellen den zentralen Bandapparat dar. Sie liegen unmittelbar im Gelenkraum des Kniegelenkes. Sie dienen der Stabilisierung in anterior-posteriorer Richtung, d.h. sie verhindern eine vordere bzw. hintere Luxation der Tibia in Bezug zum Femur.

Anatomie des vorderen Kreuzbandes

Die Kreuzbänder liegen innerhalb der Fossa intercondylaris. Die beiden zentral gelegenen Bänder haben einen gekreuzten Verlauf in der Frontal- und Sagittalebene.

Das vordere Band inseriert tibialseitig in der Area intercondylaris anterior und verläuft durch das Dach der Fossa intercondylaris zur femoralen Insertion an der lateralen Femurkondyle. Das vordere Kreuzband besteht aus einer komplexen räumlichen Anordnung einzelner Kreuzbandfasern. Ähnlich einem Scherengitter entspringen einzelne Fasern an der Ursprungsfläche nebeneinander und zweigen sich im Verlauf auf, um an unterschiedlichen Stellen an den Ansatzflächen einzustrahlen. Umgekehrt schließen sich andere Fasern zusammen, die aus unterschiedlichen Arealen der Ursprungsfläche stammen. Eine aus biomechanischer Sicht häufig beschriebene Bündelung des Kreuzbandes (anteriomediales, intermediäres, posterolaterales Bündel) kann anatomisch nicht unterschieden werden [33].

Der Durchmesser des VKB ist im Verlauf unterschiedlich. Man findet eine Auffächerung im Bereich der Ansatz- und Ursprungsflächen, dagegen eine wesentlich dünnere Kreuzbandmitte. Eine exakte Längenbestimmung des Bandes ist dadurch schwierig. Die Untersuchungen von Burkhardt und Gradinger [33] ergaben für die kürzeste sowie längste Ausdehnung einen Mittelwert von 26 mm (± 4 mm) bzw. 35 mm (± 5 mm).

Die Kreuzbänder haben als passive Stabilisatoren nicht nur eine mechanische Wirkung. Auf Grund ihres Rezeptorenbesatzes sind sie auch von neurophysiologischer Bedeutung und dienen dem Funktionieren des neuromuskulären Rückkopplungsmechanismus.

Biomechanik des vorderen Kreuzbandes

Das VKB kontrolliert das physiologische ventrale Gelenkspiel. Synergistische Strukturen für diese Funktion sind das Semimembranosuseck und das Lig. femorotibiale laterale anterius. „Das vordere Kreuzband übernimmt ca. $\frac{1}{3}$ des Potentials zur vorderen Stabilisierung, die anderen 2 Strukturelemente ungefähr $\frac{2}{3}$ (bei isoliertem Kreuzbandriss bleiben also $\frac{2}{3}$ des vorderen Stabilisierungsverhaltens erhalten)“ (Hunziker et al. [97], S. 43). Andere sprechen davon, dass dem vorderen

Kreuzband bis zu 86 % der Rückhaltekraft gegenüber einer Ventralluxation der Tibia zukommen [177].

In Extensionsstellung des Kniegelenkes hat das vordere Kreuzband einen steilen Verlauf nach dorsal-kranial, bei Beugung kommt es zu einem zunehmend horizontalen Verlauf. Untersuchungen haben ergeben, dass je nach Winkelstellung des Kniegelenkes die verschiedenen Faserportionen des Ligamentes, auf Grund der Scherengitter-Struktur, eine unterschiedliche starke Spannung haben [5]. In Extension verlaufen die Fasern des Kreuzbandes nahezu parallel und unter voller und gleichmäßiger Anspannung. Die anterioren Faseranteile behalten die größte Spannung, wenn das Knie flektiert wird. Die mittleren Faseranteile stabilisieren vorwiegend bei Innenrotation, bei der sich beide Kreuzbänder ineinanderwickeln. Bei der Außenrotation entflechten sie sich, so dass diese Bewegung nicht durch Anspannung der Kreuzbänder gebremst wird [97].

1.2.2 Knieverletzungen und vordere Kreuzbandruptur

Knieverletzungen gehören zu den häufigsten Verletzungen im Sport, wie Moore und Frank ([137], S. 123) mit zahlreichen Untersuchungen und Verletzungsstatistiken belegen. Das Verletzungsrisiko für das Knie ist in den verschiedenen Sportarten unterschiedlich. Die o.g. Autoren stellen heraus, dass Fußball und Ski fahren zu den für das Kniegelenk gefährlichsten Sportarten zählen. Unter Berücksichtigung epidemiologischer Studien scheinen hormonelle (Östrogenkonzentration) und anatomische Faktoren (erhöhter Q-Winkel, verringerte Weite der Fossa intercondylaris) weitere Prädispositionen darzustellen. Kreuzbandrupturen wurden bei Frauen 2,4 - 9,5-mal häufiger als bei Männern beobachtet [208].

Moore und Frank [137] betonen darüber hinaus, dass prinzipiell zwar alle Strukturen im Bereich des Kniegelenkes von Sportverletzungen betroffen sein können, besonders häufig aber Bandverletzungen vorkommen, deren Folgen insbesondere für Athleten oft nachhaltig sind.

Bandverletzungen werden durch interne und/ oder externe massive Krafteinwirkungen verursacht, wobei die Belastbarkeit (Rissfestigkeit) überschritten wird. Bei einer Krafteinwirkung mit Entfernung der Insertionsenden des Ligamentes kommt es zunächst zu einer Zunahme der Spannung auf diese Struktur. Eine derartige Spannungszunahme erfährt das vordere Kreuzband beispielsweise, wenn das Knie zunehmend gebeugt wird. Wegen des Roll-Gleit-Mechanismus kommt es zu einer relativen tibialen anterioren Translation, wodurch sich der Abstand zwischen der tibialen und femoralen Insertion des vorderen Kreuzbandes vergrößert. Überschreitet

diese Spannungszunahme ein bestimmtes Maß, ist eine partielle oder totale Ruptur des Bandes die Folge.

Die Verletzungsmechanismen sind dabei vielfältig. Einer der häufigsten Unfallmechanismen ist eine Kombination aus Flexion, Abduktion und Außenrotation, wie man es beispielsweise beim Ski fahren in Verbindung mit einem Rückwärtssturz und Verkanten des Skis findet. Die Folge hiervon ist häufig eine Kombinationsverletzung im Sinne eines „Unhappy triad“. Neben dem vorderen Kreuzband sind dann auch das mediale Seitenband und kapsuläre Strukturen sowie der mediale Meniskus verletzt.

Isolierte Kreuzbandrupturen werden beschrieben, wenn eine Kraft von hinten auf den Unterschenkel wirkt, so dass die Tibia gegen den Femur nach vorn verschoben wird. Eine solche Situation findet man z.B. im Sport, wenn ein Spieler einem anderen von hinten in die Beine tritt. Ein ähnlicher Mechanismus wird wirksam, wenn eine massive Überstreckung im Kniegelenk provoziert wird, wie dies beispielsweise bei Landung auf den Skienden nach einem Sprung der Fall ist. Isolierte Rupturen sind auch bei Innenrotation der Tibia beschrieben, was z.B. durch Überkreuzen der Ski vorkommen kann.

Weitere Verletzungsmechanismen werden vor allem in den Sportsportarten geschildert, wozu plötzliche Abstopp- oder Drehbewegungen bei leicht flektiertem Knie- und Hüftgelenk gehören. Der mittlere Flexionswinkel zum Zeitpunkt der Kreuzbandruptur wird in einer Veröffentlichung von Zantop und Petersen [208] mit 22 Grad angegeben. „In dieser Position (...) bewirkt eine Kontraktion des M. quadriceps femoris hohe Spannungen im vorderen Kreuzband und die ischiocruralen Muskeln haben einen ungünstigen Hebelarm, um das vordere Kreuzband zu schützen. Exzentrische Quadricepsspannungen können bei leichter Beugung Kräfte bis zu 5000 N im vorderen Kreuzband erzeugen“ (Zantop und Petersen [208], S. 19), was die Reißfestigkeit des nativen Kreuzbandes (1700 - 2100 N [32, 164]) deutlich überschreitet.

1.2.3 Behandlung der vorderen Kreuzbandruptur

Die Ruptur des VKB, meist in Kombination mit Verletzungen anderer Strukturen, ist eine der schwerwiegendsten traumatischen Schädigungen des Kniegelenkes. Biomechanische Studien weisen darauf hin, dass eine VKB-Ruptur eine erhöhte anteriore Translation der Tibia bedingt [23]. Bei konservativer Behandlung⁵ einer VKB-Ruptur sind deshalb eine hohe Inzidenz von Meniskusläsionen [172] und arthrotischen

⁵ „Konservativ“ bedeutet eine Behandlung ohne operative Rekonstruktion des VKB.

Gelenkveränderungen [46, 112, 134, 143] die Folge. Deshalb wird die Rekonstruktion des VKB vor allem bei jüngeren, sportlich aktiven Patienten, bei Patienten mit lockerem Bindegewebe und bei Knieinstabilitäten im täglichen Leben angestrebt [32]. Es besteht die Annahme, damit das Risiko von Begleitverletzungen bzw. Sekundärschäden an Menisken, Bändern und Kapsel sowie am Gelenkknorpel zu reduzieren [77, 108].

Beard et al. [21] fanden allerdings in ihren Ganganalysen auch 6 Monate nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes eine höhere, nach vorn gerichtete Tibiatranslation als dies vor der Operation bei gerissenem Kreuzband der Fall war. Dies führten die Autoren auf die muskuläre Insuffizienz der Hamstrings und die damit verbundene mangelnde Fähigkeit zur aktiven Stabilisierung des Kniegelenkes zurück. Eine operative Stabilisierung kann offenbar die Tibiatranslation nicht wirksam verhindern. Demnach scheint selbst bei Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes die Biomechanik des Kniegelenkes nicht 100 %ig wiederhergestellt werden zu können.

1.2.3.1 Konservative Behandlung

Bei der konservativen (nicht operativen) Therapie wird die Ruptur belassen. Maßnahmen der Krankengymnastik und Trainingstherapie dienen vor allem der Kräftigung der gelenkumgebenden Muskulatur sowie der Verbesserung der Koordination. Im Einzelfall werden zusätzliche orthopädietechnische Versorgungen (Orthese, Bandage) vorgenommen, um den Kniegelenk eine verbesserte äußere Stabilität zu geben.

Bei konservativer Behandlung kann allerdings die Stabilität des Kniegelenkes für sportliche Belastungen, häufig auch für alltägliche Belastungen, nicht immer ausreichend hergestellt werden. Infolge der veränderten Biomechanik des Kniegelenkes kommt es zu unphysiologischen Belastungen, die oft zu einer posttraumatischen Früharthrose führen. Kannus und Järvinen [112] legten in ihrer Studie solche Nachuntersuchungsergebnisse ($8,0 \pm 2,3$ Jahre posttraumatisch) von Patienten mit konservativer Behandlung nach VKB-Ruptur vor. Im Langzeitergebnis zeigte sich bei kompletten Rupturen überwiegend ein sehr schlechtes Ergebnis. Die Patienten wiesen, sofern nicht zwischenzeitlich doch eine plastische Rekonstruktion vorgenommen wurde (35 % der Fälle), eine chronische, symptomatische Instabilität (95 % der Fälle) bei deutlichen muskulären Defiziten im isokinetischen Krafttest auf. 70 % aller Patienten mit Komplettrupturen zeigten eine radiologisch nachweisbare posttraumatische Arthrose. In der Gruppe der Partialrupturen fiel das Langzeitergebnis wesentlich positiver aus. In 20 % der Fälle erfolgte nach einem erneuten Trauma zwar auch eine Versorgung mit einer Kreuzbandplastik, jedoch konnte für die anderen untersuchten Patienten eine wesentlich bessere funktionelle Stabilität bei nur

geringgradigen muskulären Defiziten der betroffenen Seite gesehen werden. Der Anteil posttraumatischer degenerativer Erscheinungen im Röntgenbild lag hier nur bei 15 %.

Auch Menke et al. [134] beschrieben nach ihren Untersuchungen mit 90 konservativ behandelten Kreuzbandpatienten (5 - 12 Jahre posttraumatisch) eine überwiegend ungünstige Langzeitprognose, insbesondere beim Vorliegen von Begleitverletzungen (Meniskusschäden). Sie fanden einen hohen Anteil röntgenologisch nachweisbarer Arthrosezeichen (78 % der Patienten) und deutliche Einbußen im subjektiven Aktivitätsniveau. Die meisten Patienten hatten ihre sportliche Aktivität erheblich reduziert oder gänzlich aufgegeben. Von vergleichbaren Ergebnissen berichteten auch Stäubli und Jakob [177] in ihrem Übersichtsartikel. Sie stellten heraus, dass eine unbehandelte Ruptur des VKB zu einer zunehmenden Verschlechterung der Kniegelenksfunktion führt. Der Grad der Instabilität bestimmt die Häufigkeit und das Ausmaß von Meniskusrissen und den Grad der Knorpelschädigung. Dupont und Scellier [46] belegten in ihren Untersuchungen an 375 konservativ behandelten Patienten mit arthroskopisch gesicherter VKB-Ruptur, dass Art und Ausmaß der Begleittläsionen der Menisken mit der Zeit zunahmen. 78 % der medialen Menisken und 62 % der lateralen Menisken waren betroffen, wobei bei einem von 2 Patienten (n = 178) sogar beide Menisken entsprechende Verletzungen aufwiesen. „Die Knorpelläsionen nahmen mit der Zeit zu und waren nach 10 Jahren konstant nachweisbar. Nach Ablauf von 10 Jahren ließ sich in 1 von 3 Fällen eine globale Arthrose nachweisen“ (Dupont und Scellier [46], S. 254).

In Anbetracht solcher Untersuchungsergebnisse scheint bei aktiven, jüngeren Patienten eine Indikation zur operativen Versorgung gegeben zu sein. Dagegen wird beim Vorliegen einer ausreichenden subjektiven Stabilität, d.h. auch bei sportlicher Belastung kein Auftreten von Unsicherheits-/ Instabilitätsgefühlen, im Einzelfall noch immer das konservative Vorgehen gewählt, obwohl für diesen Therapieansatz selbst bei guter funktionell-muskulärer Stabilisierungsfähigkeit eingeräumt werden muss, dass die Arthrokinematik des Gelenkes verändert ist und veränderte Belastungen für die erhaltenen Strukturen (Menisken, Knorpel) die Folge sind.

1.2.3.2 Operative Behandlung

Auf Grund der ungünstigeren Prognose bei konservativer Behandlung der VKB-Ruptur wurde in den letzten Jahren vor allem bei gewünschter Fortsetzung der sportlichen Aktivität die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes gefordert [6, 22]. Weitere Indikationen für eine operative Behandlung sind komplexe Kniebandverletzungen oder begleitende Meniskusverletzungen, erhebliche objektive (deutlich positives Pivot-Shift-Zeichen oder Lachman-Test) und/ oder subjektive

Instabilitäten (rezidivierendes Giving-way). Die operative Behandlung erfolgt zumeist mit einer plastischen Rekonstruktionsmaßnahme. Die Rekonstruktionstechniken mit dem Lig. patellae (PSP) [166, 182, 202] und die Versorgung mittels der Semitendinosussehne (STP), teilweise kombiniert mit der Gracilissehne, sind die derzeit verbreitetsten Methoden [92, 110, 181, 183].

Die Kreuzbandrekonstruktion unter Verwendung des mittleren Drittels der Patellarsehne zeichnet sich durch eine hohe primäre Verankerungsstabilität und gute Langzeitstabilität aus. Nachteile ergeben sich aus der Traumatisierung bei der Transplantatentnahme und der damit verbundenen Patellafrakturgefahr, der Inhibition der Quadricepsmuskulatur und dem häufig beklagten ventralen Knieschmerz sowie den Problemen beim Hinknien [182].

Zunehmend häufiger wird die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes unter Verwendung der drei- oder vierfach gelegten Semitendinosussehne durchgeführt. Die intraoperative Materialentnahme ist im Vergleich zur Entnahme der Patellarsehne schonender. Die sogenannten donor-site-Probleme werden von Patienten mit einer solchen Versorgung weniger häufig beschrieben. Erste Untersuchungsergebnisse zeigen deshalb gegenüber dem Patellarsehnentransplantat Vorteile hinsichtlich der Wiedererlangung der vollständigen Kniegelenksbeweglichkeit und der Reduzierung des postoperativ häufig zu beobachtenden vorderen Knieschmerzes [39, 153]. Als Nachteil dieser Methode wird die verminderte Stabilität des Kniegelenkes (primär und sekundär) wegen der geringeren Verankerungsstabilität, der Transplantatelongation im Langzeitverlauf und der verzögerten Einheilung der Sehne im Knochentunnel diskutiert. Das mögliche Eintreten einer Tunnelerweiterung am Sehnentransplantat-Knochen-Übergang wird als weiterer Nachteil dargestellt, weil dies zu sekundären Instabilitäten führen kann [32, 197].

Immer wieder werden aber auch neue OP-Verfahren beschrieben, z.B. mit Verwendung anderer Transplantate [186]. Der alleinige Einsatz von synthetischen Materialien erfolgt auf Grund der negativen Erfahrungen wie chronischer Synovialitis, Abrieb, Materialermüdung und Rupturen hingegen kaum noch [197]. Arthroskopisch gesicherte frische Rupturen des vorderen Kreuzbandes werden wegen der bekannt gewordenen hohen Rupturrate nicht mehr mittels einer primären Naht versorgt. Bei Rupturen mit knöchernen Ausriss erfolgt hingegen eine unmittelbare Refixation.

Als Operationszeitpunkt wird aus heutiger Sicht zur Vermeidung von Arthrofibrosen bei Akutversorgungen ein Abstand von 6 bis 8 Wochen postraumatisch empfohlen, ein reizfreier Zustand und normale Beweglichkeit des Kniegelenkes vorausgesetzt [175].

Allerdings kann der operative Eingriff zum gegenwärtigen Zeitpunkt trotz moderner Instrumentarien (z.B. Robodoc) und verbesserter Kenntnisse zur Bohrkanallage noch nicht so präzise erfolgen, dass eine anatomisch genaue Rekonstruktion bezüglich der Lokalisation der Insertion und Spannung des Transplantates realisierbar ist [40]. Die Restitution der physiologischen Gelenkkinematik ist deshalb wahrscheinlich ebenfalls nicht zu erreichen, so dass vermutet wird, dass der Bandersatz auch keine sichere Arthroseprävention gewährleistet [165]. Noyes et al. [144] stellten z.B. fest, dass nicht bekannt ist, ob eine frühzeitige Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes, die primär das Auftreten von Giving-way-Episoden verhindern soll, auch effektiv die Degenerationsrate der Gelenkflächen reduziert. Eberhardt et al. [47] konnten hingegen nachweisen, dass der Ersatz des VKB auch bei bestehender chronischer Instabilität und nachgewiesener höhergradiger Knorpelläsion gute Ergebnisse mit Verbesserung der Gelenkfunktion bringt. Mit einer Progredienz radiologischer Arthrosezeichen muss dagegen vor allem bei persistierender Instabilität und drittgradigen Knorpelschäden gerechnet werden. Auch andere Untersuchungen [9, 108, 109, 163, 176] weisen auf einen hohen Prozentsatz röntgenologisch nachweisbarer Degenerationen im postoperativen Zeitverlauf nach VKB-Rekonstruktion hin. Als potenzielle Risikofaktoren einer erhöhten Inzidenz von Osteoarthritis gelten u.a. begleitende Meniskusverletzungen bzw. Menishektomien zum Zeitpunkt der Verletzung und eine verzögerte Rekonstruktion des VKB [77, 108, 109, 121]. Die Verminderung degenerativer Veränderungen des Knorpels durch eine VKB-Plastik konnte bislang noch nicht eindeutig nachgewiesen werden, so dass der sekundärpräventive Wert dieser operativen Maßnahme teilweise noch als fraglich gilt. Zumindest scheint aber die Verletzungsinzidenz der Menisken nach einer VKB-Plastik reduziert [6, 98].

Des Weiteren ist zu beobachten, dass nach der VKB-Rekonstruktion 30 % der Patienten über Restbeschwerden klagen [192], wie z.B. Bewegungseinschränkungen, Schmerzen, subjektive Instabilitäten und reduzierte Sportfähigkeit.

Auch wenn im Ergebnis der VKB-Rekonstruktion der Aktivitätsgrad der Patienten gegenüber dem posttraumatischen Niveau zumeist deutlich gesteigert werden kann, stellt die Operation für Leistungssportler keine Sicherheit dar, ihre Karriere tatsächlich fortsetzen zu können [208]. Eckhardt et al. [48] geben im Zusammenhang mit ihren Untersuchungen zur sportlichen Belastbarkeit des Kniegelenkes nach VKB-Plastik zu bedenken, dass eine vollständige Wiederherstellung möglicherweise weder biologisch noch funktionell erreicht werden kann. Sie führen an, dass sich die sichere Einschätzung der Sportfähigkeit den derzeitigen Untersuchungsmöglichkeiten entzieht und betonen in diesem Zusammenhang die Bedeutung der neurosensorischen Funktion, die noch als relativ unverstanden gilt.

1.2.4 Rehabilitation nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes

Die postoperative Rehabilitation nach einer Rekonstruktion des VKB stellt einen wesentlichen Faktor für den Gesamterfolg der operativen Maßnahme dar. Noch vor 15 - 20 Jahren beinhaltete das therapeutische Vorgehen nach der Operation eine Immobilisation des Kniegelenkes über 6 Wochen. Die klinischen Erfahrungen haben jedoch gezeigt, dass eine solche Immobilisation oder auch eine limitierte passive Gelenkbewegung ohne Muskelkontraktion zu unerwünschten Nebenfolgen, wie z.B. Atrophien, führt. Deshalb wird in der postoperativen Therapie heute auf längere Immobilisationen verzichtet und möglichst frühfunktionell nachbehandelt [199, 200]. Die Therapieprogramme zielen hauptsächlich auf das Herabsetzen des postoperativen Schmerzes und der Schwellung sowie auf die Wiederherstellung der Kniegelenkbeweglichkeit. Die aktiven Maßnahmen der Trainingstherapie dienen in erster Linie dem Wiederaufbau der Muskelkraft und der Schulung der Koordination für alltägliche, berufs- und sportartspezifische Bewegungsabläufe. Ergänzendes Ziel der Rehabilitation ist die Wiederherstellung, Erhaltung bzw. Verbesserung der allgemeinen Kondition, um die präoperativen Aktivitäten (Alltag, Beruf, Sport) risikolos und dauerhaft aufnehmen zu können [32, 69, 80, 164].

Bei allgemeiner Anerkennung dieses Vorgehens variieren lediglich Zeitpunkt und Umfang der Freigabe von Belastung und Gelenkbeweglichkeit zwischen den einzelnen Nachbehandlungsschemen der Kliniken. Sie reichen von vorübergehender postoperativer Immobilisation in Streckschienen bis zu Vorgehensweisen mit sofortiger Vollbelastung und ohne Limitierung des Bewegungsausmaßes.

Die Durchführung einer aktiven Rehabilitation basiert auch auf der Theorie der Wundheilung, nach der für ein Remodelling des Transplantates eine adäquate Zugbelastung notwendig ist, damit die mechanischen Transplantateigenschaften verbessert werden. Es gilt als gesichert, dass die Zugbelastung des Kreuzbandtransplantates von der Gelenkstellung und der Stärke der Muskelkontraktion abhängig ist [164]. Da jedoch der Zusammenhang zwischen der Stärke „einer kontrollierten Zugbelastung des Transplantates und dem bestmöglichen postoperativen Remodelling des in Heilung befindlichen Kreuzbandersatzes nicht bekannt ist“ (Engelhardt et al. [54], S. 798), sind die Rehabilitationsprogramme von den individuellen Erfahrungen der Operateure und Therapeuten abhängig. Es wird gefordert, aktive Übungsformen so auszuwählen, dass Anpassungen ausgelöst werden, es aber zu keiner Elongation des Transplantates kommt [54].

Insgesamt gibt es auf dem Gebiet der Rehabilitation nur wenig wissenschaftlich fundierte Kenntnisse. Die Auswirkungen von Muskelaufbauprogrammen und die

positiven oder gegebenenfalls negativen Auswirkungen von einzelnen Therapieformen (Koordinationstraining, Krafttraining im offenen und geschlossenen System, isokinetisches Mehrsatztraining) sind bisher nur vereinzelt untersucht [86, 87, 106, 127, 135].

1.2.5 Überblick zu häufigen Untersuchungsverfahren

Vor dem Hintergrund der Anforderungen an die heutige Medizin, im Sinne der Qualität beim diagnostischen und therapeutischen Vorgehen, ist es notwendig, Behandlungserfolge nachweisbar zu machen. Dabei steht auch die klinische Praxis vor der Frage, woran, nach erfolgter Rekonstruktion des VKB, das Therapieergebnis zu messen ist. Die Vielzahl der Veröffentlichungen zum Thema „Vorderes Kreuzband“ zeigt, dass zahlreiche Variablen verschiedener Mess- und Untersuchungsverfahren herangezogen werden, um den Behandlungserfolg zu beurteilen.

Vergleich von Operations- und Behandlungserfolg durch eine komplexe Untersuchungsmethodik

In Anlehnung an die komplexe Zielstellung der Rekonstruktion des VKB „Wiederherstellung der Belastungs- und Sportfähigkeit des Kniegelenkes bei stabilem Kapsel-Band-Apparat und freier (seitengleicher) Gelenkbeweglichkeit mit Schwellungs- und Schmerzfreiheit in Ruhe und unter Belastung“, hat sich in den meisten Studien offensichtlich ein vielschichtiges Vorgehen bewährt. Die Erfolgsbeurteilung wird dort anhand verschiedener Variablen objektiver und subjektiver Messverfahren vorgenommen [59, 79, 81, 82, 103, 115, 153, 160, 204].

Dazu zählt u.a. der klinische Befund. Die Ergebnisse der Palpation und manuell durchgeführten Untersuchung mit Funktionsprüfung des Kniegelenkes sind jedoch abhängig von der Fähigkeit und Erfahrung des Untersuchers. Diese subjektive Begutachtung wird häufig durch apparative Stabilitätsmessungen mittels KT-1000 ergänzt. Solche Methoden bieten eine höhere Genauigkeit bei der Bewertung der vorderen Instabilität, wobei der Seitenvergleich als maßgeblich erachtet wird. Diagnostisch werden auch bildgebende Verfahren wie das Röntgen einbezogen, um insbesondere den Grad degenerativer Veränderungen zu beurteilen. Scores, die die subjektive Zufriedenheit des Patienten mit der Kniefunktion erfassen, komplettieren zumeist ebenso das Studiendesign wie isokinetische Messungen zur Bewertung der Muskelkraft der knieumgebenden Muskulatur.

U.a. Klinger und Rosemeyer [115] wählten in ihren Nachuntersuchungen ein solches Vorgehen. Sie konnten allerdings keinen signifikanten Zusammenhang zwischen

subjektiven Stabilitätsangaben und objektivierbarer Festigkeit des Kapsel-Band-Apparates des Kniegelenkes finden. Die Autoren betonten zwar die Bedeutung der quantifizierbaren Methoden für die Kniefunktionsbeurteilung, bemerkten aber auch, dass auf eine Erfassung der subjektiven Wahrnehmung des Patienten zur Bewertung von Behandlungsergebnissen nicht verzichtet werden kann. Obwohl von anderen Autoren die alleinige Aussagekraft von Scores immer wieder kritisch hinterfragt wird, ist es als ergänzendes Instrumentarium anerkannt. Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen Sandholzer et al. [167]. Sie konnten ebenfalls keinen klaren Zusammenhang zwischen den erhobenen subjektiven Variablen (Lysholm-Score) und den objektiven Untersuchungsdaten (Lachman-Test, Pivot-shift-Zeichen) finden.

Barrett [17] stellte fest, dass die Aussagekraft klinischer Tests und subjektiver Scores beschränkt ist. Der in seiner Untersuchung genutzte, modifizierte Knie-Score nach Tegner und Lysholm, korrelierte zwar mit den klinischen Stabilitätsmessungen. Es konnte aber kein Zusammenhang zur subjektiven Patientenzufriedenheit und der funktionellen Belastungsfähigkeit des Kniegelenkes gefunden werden. Auch der klinische Test selbst korrelierte weder mit der subjektiven Einschätzung der Kniefunktion durch den Patienten, noch mit der ermittelten propriozeptiven Fähigkeit. Die Propriozeption stand darüber hinaus in keiner Beziehung zur objektiven Ligamentstabilität. Ein hoher Knie-Score und eine gute objektive Stabilität bedeuteten nicht notwendigerweise die beste Kniefunktion. Deshalb bezeichnet der Autor die Knie-Scores und die klinischen Tests zur Ligamentstabilität als schlechte Indikatoren für die tatsächliche Funktionsfähigkeit des Knies.

Auch Wülker et al. [207] legten ihrer Untersuchung den Lysholm-Score und den Tegner-Score zu Grunde. Sie sehen zwar in der subjektiven Einschätzung der Patienten durch das Score ein wichtiges ergänzendes Mittel zur Erfolgsbeurteilung von Knieoperationen, betonen aber, dass diese Beurteilung nicht nur auf **einem** Score basieren sollte. Während im Lysholm-Score die subjektive Zufriedenheit oft recht hoch eingeschätzt wird, zeigten sich im Aktivitätsniveau der Patienten meist noch Einschränkungen gegenüber dem prätraumatischen Zustand. Die Autoren fanden heraus, dass sich subjektive Bewertung und Aktivitätsscore in der postoperativen Phase gleichsinnig verhalten und empfehlen deshalb den gekoppelten Einsatz beider Scores zur subjektiven Funktionsbeurteilung des Knies.

Isokinetisches Testverfahren und Elektromyografie

In den letzten Jahren konnte im Zusammenhang mit einer verbesserten postoperativen Behandlung die besondere Bedeutung der funktionellen Leistungsfähigkeit des Kniegelenkes aufgezeigt werden. Dabei wurden oft die Krafftfähigkeiten der

kniegelenkumgebenden Muskulatur in den Vordergrund der Betrachtungen gestellt. Die Isokinetik hat in diesem Zusammenhang in den 90er Jahren eine wachsende Popularität erfahren und wird, nicht nur im Rahmen von Studien, sondern auch im Trainings- und Rehabilitationsprozess, als Verfahren zur Bestimmung der dynamischen Kraftentwicklung eines Muskels genutzt. Isokinetische Testergebnisse dienen sowohl der Diagnostik und der Kontrolle des Therapieverlaufs als auch der Steuerung des Trainings. Cabri [35] verweist jedoch auf Probleme der Testinterpretation und Einschränkungen der Aussagekraft des isokinetischen Testinstrumentariums. Er betont, dass Normdaten auf Grund der interindividuellen Variabilität des Agonisten-Antagonisten-Verhältnisses, aber auch wegen der individuell verschiedenen, belastungs- (sportarten-) abhängigen Kraftverhältnisse im Seitenvergleich, zweifelhaft sind. Des Weiteren sieht er in der isolierten Bewegungsform⁶ der Testsituation, die hohe Kompressions-, Scher- und patellofemorale Kräfte auf z.T. insuffiziente Strukturen hervorruft, einen entscheidenden Nachteil für die Anwendung in der orthopädischen Praxis. Darüber hinaus wird für Patienten mit Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes wegen der induzierten translatorischen Kraftwirkungen auf die Tibia und der damit verbundenen potenziellen Stressbelastung auf das Kreuzbandtransplantat der Zeitpunkt des Einsatzes isokinetischer Test- und Trainingsformen kontrovers diskutiert. Im Allgemeinen wird das isokinetische Training erst für die spätere Rehabilitationsphase (> 3 - 4 Monate postoperativ) empfohlen oder manchmal gänzlich abgelehnt [141, 164].

Von Klinger und Rosemeyer [116] wurden die isokinetischen Krafttests in Nachuntersuchungen nach Kapselbandoperation am Kniegelenk (1 - 4 Jahre postoperativ) eingesetzt. Dabei stellte sich heraus, dass nach Kreuzbandläsionen die Muskelkraftfähigkeiten der betroffenen Extremität eine veränderte Agonisten-Antagonisten-Balance aufweisen. Bei Patienten mit objektiver und subjektiver Instabilität konnten sehr deutliche Defizite in der Kraftentwicklung, besonders der Kniegelenksexpressoren gefunden werden. Interessanterweise zeigten sich in der Patientengruppe, die sich subjektiv stabil fühlten, aber objektiv als instabil galten, besonders hohe Kraftwerte der Kniegelenksexpressoren und -flexoren sowie ein zu Gunsten der Flexoren verschobenes Agonisten-Antagonisten-Verhältnis. Dies erklären die Autoren mit einer Schutz- und Anpassungsreaktion an veränderte biomechanische Gegebenheiten nach vorderer Kreuzbandläsion.

⁶ Die Mehrzahl der heutigen isokinetischen Test- und Trainingssysteme lassen nur eindimensionale Bewegungsmuster zu.

Andere Studien, etwa um Fink [64], verwendeten synchron zur Erfassung der isokinetischen Drehmomente die Elektromyografie (EMG). Mit diesem Verfahren kann über die Messung elektrischer Muskelpotenziale die Aktivität eines Muskels oder einer Muskelgruppe bestimmt werden. Fink et al. [64] berichteten ebenfalls von der häufigen Diskrepanz zwischen statischer Instabilitätsmessung und funktioneller Stabilisierungsfähigkeit sowie der subjektiven Bewertung durch die Patienten. Während sie nur geringe Unterschiede in Muskelumfang und -querschnitt zwischen verletztem und unverletztem Bein fanden, konnten signifikante Unterschiede in den isokinetischen Kraftwerten und den synchron erfassten EMG-Werten analysiert werden. Neben einem Kraftdefizit der Quadricepsmuskulatur des Kreuzbandverletzten Beines zeigte sich auch eine niedrigere elektromyografische Aktivität (iEMG) der Extensoren. Die Autoren schlussfolgerten, dass die Ursachen des Kraftdefizits in einer veränderten Aktivierung der motorischen Einheiten zu suchen sind, was wiederum im Zusammenhang mit den posttraumatisch bedingten, neuromuskulären Störungen in der Afferenz zu sehen ist.

Ganganalytische Untersuchungen

Bei der Suche nach möglichst objektiven und funktionellen Testverfahren zur Erfassung der Kniefunktion gewann auch die Ganganalyse an Bedeutung. Das Untersuchungsmedium „Gangbild“ wird dabei als komplexer, automatisierter und vor allem alltagsrelevanter Bewegungsablauf gesehen. Durch technisch verbesserte und zunehmend einfacher handhabbare biomechanische Messmethoden entwickelte sich dieser Bereich besonders in den letzten 15 Jahren. Unter Verwendung von Bewegungsanalysesystemen - gebräuchlich sind einfache VHS-Aufzeichnungen, Elektrogoniometer und 2- oder 3-dimensionale optoelektronische⁷ oder ultraschallgestützte Messsysteme - kann eine objektive Beurteilung von Bewegungsabläufen erfolgen. Derartige Messsysteme können definierte Körperpunkte erfassen und in ihrer Bewegung verfolgen, womit beispielsweise Gelenkwinkelverläufe darstellbar werden. Zusätzlich können bei Einsatz weiterer Messsysteme, z.B. Messplatten, die Bodenreaktionskräfte oder die Druckverteilung ermittelt werden. Diese ermöglichen, das Abroll- und Belastungsverhalten näher zu beurteilen. Auch die synchrone Erfassung der elektrischen Aktivität der Bein- und Rumpfmuskulatur beim Gehen wird bei bestimmten Fragestellungen genutzt.

Untersuchungen von Gangbildauffälligkeiten bei Kreuzbandoperierten Patienten führte beispielsweise Stegelmann [178] durch. Er nahm ganganalytische Untersuchungen auf

⁷ Bei optoelektronischen Messsystemen werden zur Erfassung der Bewegung von Körpersegmenten aktive, lichtaussendende oder passive, lichtreflektierende Marker verwendet.

einer Gehstrecke mittels Videoaufzeichnungen vor. Die Ergebnisdarstellung beschränkte sich auf den Kniewinkelverlauf. In der ersten Untersuchung fielen dabei sowohl Veränderungen auf der gesunden als auch auf der betroffenen Seite auf. Für die verletzte Seite zeigte sich ein Aufsetzen mit vergrößertem Kniewinkel. Die nachfolgend stattfindende Landebeugung führte zu maximalen Flexionswinkeln, die gegenüber den Normalwerten vergrößert waren. Die in der darauf folgenden Stützphase erwartete aktive Extension zum Lösen des Fußes fand nicht statt.

Eckhardt et al. [48] gingen bei ihren Gang- und Laufanalysen der Frage nach, ob durch die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes dessen neurosensorische Funktion wiederhergestellt wird und somit eine normale sportliche Belastbarkeit möglich ist. Die Untersuchungsergebnisse beruhten auf der erfassten elektromyografischen Aktivität der kniegelenkstabilisierenden Muskulatur in unterschiedlichen Belastungsformen (Gehen und Laufen in der Ebene, bergan, bergab). Es wurden 20 gesunde Sportler und 20 Patienten nach vorderem Kreuzbandersatz untersucht. Bei den Patienten ergaben sich beim Gehen für die elektrische Aktivität der Hamstrings keine Seitendifferenzen zwischen betroffenem und gesundem Bein. Jedoch wurden für das Integral des EMG (iEMG = Fläche unter der Kurve) auf der betroffenen Seite beim Bergauflaufen ein leicht und beim Bergablaufen ein hoch signifikant verringertes Aktivitätsniveau festgestellt. Die verminderte neurosensorische Fähigkeit des operierten Kniegelenkes wurde als Ursache für eine verringerte Innervation der Kreuzbandagonisten gesehen. Die Autoren schließen auf Grund dieses Defizits auf eine erhöhte funktionelle Beanspruchung der Gelenkoberflächen, die mittelfristig zu Schädigungen führen könnte.

Eine komplexere biomechanische Untersuchungsmethodik nutzten Krabbe und Baumann [120], indem sie in ihrer Einzelfallstudie bei einem Kreuzbandpatienten Gangbildveränderungen mit Hilfe von kinetischen und kinematischen Messdaten registrierten. Der Längsschnitt umfasste Untersuchungen 3 Monate postoperativ und nachfolgend 11 weitere im Abstand von einer Woche sowie abschließend eine Untersuchung 3 Jahre postoperativ. Es wurden folgende Ergebnisse gefunden: Bei der ersten Untersuchung ließen sich noch eine erheblich verringerte Bewegungsamplitude im Sprunggelenks- und Kniewinkel sowie verminderte vertikale und horizontale Bodenreaktionskräfte feststellen. Die äußeren Bewegungs- und Belastungsparameter erreichten jedoch im Untersuchungsverlauf eine Angleichung. Auch bei den

berechneten Gelenkmomenten⁸ zeigten sich zunächst erhebliche Defizite, insbesondere in der ersten Phase des Stützes (geringere Dorsalextensorenaktivität). Für das Sprunggelenk näherten sich diese im Untersuchungsverlauf den Werten der gesunden Seite an. Für das Gelenkmoment im Knie ergaben sich in der Tendenz jedoch nur geringfügige Verbesserungen. Die deutlich geringer beugende Wirkung des Kniegelenkmomentes, die durch die Knieextensoren zu kompensieren ist, war auch 3 Jahre postoperativ noch nachweisbar und lässt damit auf verbliebene lokale Defizite schließen.

In einer komplexen biomechanischen Ganganalyse durch die Forschungsgruppe um Timoney [189] sollte geklärt werden, ob die bereits nachgewiesene typische Verminderung der Quadricepsaktivität während der Standphase - bezeichnet als „quadricepsschonender Gang“ - nach operativer Kreuzbandrekonstruktion auch längerfristig zu finden ist. Die Autoren führten eine kinematische und kinetische Datenerfassung mit 10 gesunden Kontrollpersonen und 10 Patienten durch, die vor 8 - 12 Monaten mit einer Kreuzbandplastik (mittleres Drittel des Patellaligaments) versorgt worden waren. Die Patienten wiesen gute subjektive und objektive Ergebnisse hinsichtlich der Kniefunktion zum Untersuchungszeitpunkt auf. Trotzdem konnten auch bis zu 12 Monate postoperativ noch Abweichungen im Gangbild im Vergleich zu den Kontrollpersonen beobachtet werden. Bei der Patientengruppe zeigten sich ein signifikant reduziertes Flexionsmoment in der mittleren Standphase und eine verminderte Aufsatzgeschwindigkeit (Landerate). Jedoch konnte gleichzeitig bei den Patienten über die gesamte Zeit des Stützes ein externes Flexionsmoment nachgewiesen werden, was die Präsenz der Quadricepsaktivität andeutet. Zusammenfassend wurde in der Studie belegt, dass nach Kreuzbandoperationen eine Tendenz zur Gangnormalisierung vorhanden ist und dass der quadricepsschonende Mechanismus nicht längerfristig vorliegt.

Die Untersuchungsgruppe um Bulgheroni et al. [31] wählte ebenfalls ein komplexes messtechnisches Herangehen. Sie führten in ihrer Studie eine ganganalytische Untersuchung mittels kinematischer (3D-Video) und kinetischer Datenerfassung (Kraftmessplattformen) sowie Aufzeichnung der elektrischen Aktivität (EMG) im Gangzyklus durch. Sie fanden heraus, dass in der Patientengruppe mit operativer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes (17 ± 5 Monate) viele relevante Variablen

⁸ Das sogenannte Gelenkmoment entsteht durch die Drehmomente der Bodenreaktionskraft, der Gleichgewichts- und Trägheitskräfte der distal zum betrachteten Gelenk gelegenen Körpersegmente und kann im Sinne der inversen Dynamik aus den kinematischen und kinetischen Messdaten bestimmt werden [78].

des Gangbildes zur Annäherung an die Normalwerte tendieren bzw. die normalen Muster bereits wiedererlangt waren. Die größten signifikanten Veränderungen, im Vergleich zur frühen postoperativen Phase, betreffen die Hüft- und Kniemomente in der Sagittalebene. Die kinetischen Daten wiesen ebenso wie die elektrische Aktivität (EMG) zum Untersuchungszeitpunkt keine Auffälligkeiten auf. Für die zweite untersuchte Gruppe kreuzbandverletzter Patienten (mit konservativer Behandlung) konnte jedoch in der Kinematik ein vergrößertes Knieextensionsmoment beim Fersenaufsatz und ein reduziertes Flexionsmoment in der Landephase und während der Pre-Swing-Phase festgestellt werden. Auch in den kinetischen Daten zeigten sich bei diesen Patienten eine Reduzierung der Spitzenwerte in der vertikalen Komponente und eine veränderte horizontale Komponente in der Landephase. Die EMG-Daten wiesen auf veränderte Aktivitätsmuster der Quadricepsmuskulatur, aber auch der Hamstrings hin.

Anhand kinematischer, kinetischer und energetischer Daten des Gangbildes gingen Devita et al. [43] der interessanten Fragestellung nach, welche initialen Veränderungsreaktionen nach Verletzung und Operation des VKB eintreten. Daran sollte abgeschätzt werden, wie sich die bekannten finalen Veränderungen (erhöhtes Hüftextensorenmoment - erhöhte Hamstringsaktivität [EMG] und vermindertes Knieextensionsmoment - verminderte Quadricepsaktivität [EMG]) entwickeln. Es sollte herausgefunden werden, ob es sich um einen automatischen Lernprozess oder einen längeren Veränderungsprozess handelt. Es wurden 9 Personen 2 Wochen nach dem Trauma sowie 3 und 5 Wochen nach der Operation untersucht, ergänzt durch ein Kontrollkollektiv von 10 gesunden Probanden. Es zeigte sich in allen 3 Untersuchungsgängen in der Standphase ein Knieextensionsmoment auf der betroffenen Seite. Dieses Ergebnis stand nicht in Übereinstimmung mit der bei Bulgheroni et al. [31] beobachteten Reduzierung des Extensionsmomentes im Kniegelenk bei rehabilitierten Kreuzbandpatienten bzw. Patienten mit Kreuzbandinsuffizienz. In der weiteren Analyse der Studie wurden signifikante Änderungen der mittleren Position der Hüfte und des Kniegelenkes festgestellt. Die erzeugte Kraft und Arbeit des Kniegelenkes blieb jedoch auch nach 5 postoperativen Wochen mit Rehabilitationsmaßnahmen noch um einen fünffachen Wert reduziert. Das Niveau von vor der Verletzung konnte bis dahin nicht wieder erreicht werden. Da noch 2 Wochen posttraumatisch ein Extensionsmoment im Kniegelenk nachgewiesen werden konnte, schlussfolgerten die Autoren, dass der Adaptationsprozess von kreuzbandinsuffizienten Kniegelenken langfristig ist und eine große Zahl von Gangzyklen benötigt werden, bis die bekannten Veränderungen eintreten. Sie

vermuteten, dass die Adaptationen durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden können.

Sportmotorische Tests (Einbeinstand, Sprünge)

In der Vielzahl der Studien, die die Behandlungsergebnisse nach vorderer Kreuzbandplastik evaluieren, sind sportmotorische Testverfahren noch relativ selten. Die Beurteilung der muskulären Funktion wird, wie bereits erwähnt, überwiegend über isometrische oder isokinetische Messungen vorgenommen. Die koordinative Seite der Muskelfunktion lässt sich aber besser über ganzkörperliche Testverfahren analysieren und bewerten. Dazu zählt beispielsweise der Einbeinstandtest, bei dem unter statischen (feste Unterlage) oder dynamischen (instabile Unterlage) Bedingungen die Gleichgewichtsfähigkeit und Haltungsstabilität überprüft wird. Steuer [180] nutzte in seiner Studie den Einbeinstand auf einer Kraftmessplatte, um über die Horizontalbewegung des Körperschwerpunktes die Koordinationsfähigkeit nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes zu überprüfen. Er konnte nur geringe (nicht signifikante) Seitenunterschiede bei den Patienten beobachten. Auch Denti et al. [42] kontrollierten mittels des K.A.T 2000 die beidbeinige und einbeinige Haltungsstabilität bei 50 Patienten 6 Jahre nach VKB-Plastik. Ähnlich wie Steuer konnten sie keine Unterschiede zwischen operiertem und gesundem Bein nachweisen. Allerdings waren die Ergebnisse der Patienten sowohl im beid- als auch einbeinigen Test schlechter als die der Kontrollgruppe. Die Autoren folgerten daraus, dass nach VKB-Plastik offensichtlich Defizite in der motorischen Kontrolle einschließlich Anzeichen einer bilateralen Adaptation verbleiben.

Wenn man die Zielstellung „Erlangung der Sportfähigkeit nach VKB-Plastik“ berücksichtigt, scheinen auch höher belastende Testmethoden, z.B. Sprungvarianten, eine Möglichkeit zu sein, spezifische neuromuskuläre Qualitäten zu bestimmen. Je nach Testmethodik werden Sprunghöhen oder -weiten, Bodenkontakt- und Sprungzeiten ermittelt. Der Einbeinsprung auf Weite zählt dabei zu den in Nachuntersuchungsstudien häufiger verwendeten sportmotorischen Testverfahren [2, 3, 73, 155, 162], wobei auf den Zusammenhang von Quadricepskraft und Einbeinsprungweite hingewiesen wird [56, 104]. Dieser Test wird von mehreren Autoren als gutes klinisches Untersuchungsverfahren angesehen [56, 73, 104].

In ausgewählten Studien wurden auch andere Sprungtests angewendet, um die Kniefunktionsfähigkeit zu überprüfen. Itoh et al. [101] belegten mittels einbeiniger Sprungtests wie Achtersprunglauf, Nieder-Hoch-Sprung, Seitsprung und Einbeinsprung auf Weite in einer Gruppe von 50 VKB-insuffizienten Patienten (= konservativ behandelt) eine auffällige asymmetrische Funktionsfähigkeit der Beine, wobei, je nach

Test, zu 42 bis 68 % „abnormale“⁹ Befunde vorlagen. 22 Patienten wiesen in allen 4 Tests derartige Befunde auf und nur 18 % der Patienten erreichten in allen Tests im Seitenvergleich symmetrische Ergebnisse. Lephart et al. [124] überprüften in ihrer Studie die Zusammenhänge von klassischen Testverfahren (klinischer Befund, isokinetische Messungen) mit den Ergebnissen funktioneller Tests. Sie wendeten dabei sportmotorische Tests unter Zeitdruck wie den Shuttle-run, Carioca-Test (Cross-over-steps) und den Cocontraction-Test (Halbkreislauf mit Side-steps) an. Sie erkannten, dass es keine Korrelation zwischen Laxität des Kniegelenkes und funktionellen Tests gibt und ebenso wenig Kraftdefizite mit einer reduzierten funktionellen Kapazität zusammenhängen müssen. Die Autoren erachteten daher die alleinige isokinetische Messung als unzureichend, zumal diese Messung im offenen System ohne Gewichtsbelastung der Extremität stattfindet, und halten deshalb ergänzende funktionelle Tests in der Evaluation von Behandlungsergebnissen nach Knieverletzung als notwendig. Das gleiche Resümee zogen Risberg et al. [157], die in ihrer Studie als funktionelle Tests den Dreisprung und den Treppensprung-Test verwendeten, sowie Wilk et al. [201], die neben dem Einbeinsprung auf Weite zwei weitere einbeinige Sprungtests (Timed Hop¹⁰, Cross-over Hop for Distance¹¹) einsetzten. Decker et al. [41] wiesen bei bewegungsanalytischen Untersuchungen von Nieder-Hoch-Sprüngen (Drop-jumps) mit Patienten nach VKB-Plastik veränderte Landestrategien (Veränderungen in den Gelenkwinkeln in Hüfte und Sprunggelenk) nach.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass es je nach Studiendesign und überprüfem Bewegungsmuster leicht differente Angaben über die Eignung sportmotorischer Tests gibt. Die meisten Autoren sind sich jedoch einig, dass Beeinträchtigungen auf der operierten Seite mit sportmotorischen Tests im Vergleich zu vielen anderen Testverfahren gut nachweisbar sind, so dass deren Einsatz durchaus als sinnvoll erachtet werden kann.

1.3 Fragestellungen

In der vorliegenden Arbeit werden die mittelfristigen Ergebnisse nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes dargestellt, wobei folgende Bereiche zu untersuchen sind:

- Klinischer Kniebefund
- Scores (OAK-, Lysholm-, Tegner-, KOS-Score ADL und Sport)

⁹ Das Überschreiten der 2-fachen Standardabweichung wurde als „abnormal“ definiert.

¹⁰ Timed Hop = Einbeinsprünge auf Zeit über eine Distanz von 6 m

¹¹ Cross-over Hop for Distance = drei aufeinander folgende, einbeinige Diagonalsprünge auf Weite über eine 15 cm breite Markierungslinie

- Komplexe Bewegungsanalyse Gehen und Laufen (Kinetik und Kinematik)
- Statische und dynamische Koordination
- Elementare Schnelligkeitsleistungen (zyklische und azyklische Schnelligkeit)
- Isokinetische Drehmomentmessung, gekoppelt mit Elektromyografie (EMG)
- Sonografische Muskeldickenmessung

Folgende Fragestellungen werden bearbeitet:

1. Welche Veränderungen weisen Patienten mittelfristig nach Kreuzbandoperationen auf?

Es soll zunächst ein Überblick über Veränderungen nach Versorgung mit einer vorderen Kreuzbandplastik gegeben werden. Dabei wird die Kniefunktion anhand alltags- und sportrelevanter Testverfahren betrachtet, um genauer zu beurteilen, ob und in welchem Bereich nachhaltige Defizite bestehen. Es soll geklärt werden, inwiefern sich die Funktion des verletzten Beines von dem gesunden Bein und dem einer „kniegesunden“ Kontrollgruppe unterscheidet.

2. Bestehen zwischen den Variablen, insbesondere zwischen messbaren Funktionseinschränkungen und vom Patienten wahrgenommenen subjektiven Symptomen/ Einschränkungen sowie dem Aktivitätsniveau, Zusammenhänge?

Es soll nach Messwerten gesucht werden, die in enger Korrelation zu den wahrgenommenen Symptomen und Einschränkungen des Patienten stehen. Auch eventuelle korrelative Zusammenhänge zwischen den Variablen der Messverfahren sind von Interesse.

3. Welche Variablen haben als Bewertungskriterium für die Evaluation von Behandlungsergebnissen praktische Relevanz?

Die eigenen Ergebnisse sollen im Vergleich zu anderen Veröffentlichungen eingeordnet werden. Vor diesem Hintergrund ist das Ziel der Arbeit, die erhobenen Daten und Korrelationen bezüglich der praktischen Relevanz einzelner Variablen für die Evaluation von Behandlungsergebnissen zu beurteilen. Es sollen daraus, sofern möglich, Forderungen für die Planung künftiger Studien abgeleitet werden. Dazu wird eine Empfehlung für einen Untersuchungsbogen erarbeitet.

2 Material und Methoden

2.1 Patientengruppe

2.1.1 Auswahlkriterien

In der Zeit von Juni 2001 bis August 2002 wurden 26 Patienten mit vorderer Kreuzbandplastik untersucht, die bereits an einer vorangegangenen Studie in der frühen postoperativen Phase teilnahmen (Beobachtungszeitraum 6 Monate). Davon konnten nur 23 Patienten in der weiteren Ergebnisbetrachtung berücksichtigt werden, da bei 3 Patienten neuerliche Verletzungen des Sprunggelenkes bzw. des Kniegelenkes der kontralateralen Seite (2 x) vorlagen, was als Ausschlusskriterium galt.

Da die umfangreichen Untersuchungen an zwei Messtagen mit mindestens zwei Wochen Abstand durchgeführt wurden, konnten leider nicht alle Patienten motiviert werden, beide Termine wahrzunehmen. Durch die räumliche Distanz zwischen den beiden Untersuchungsstandorten (Standort A: West-Berlin, Standort B: Nordost-Berlin) war die Wohnortnähe nicht mehr gegeben, so dass der zeitliche Aufwand erhöht war. Am Standort A konnte nur ein Patient nicht untersucht werden, am Standort B erschienen 3 Patienten nicht.

Der Untersuchungszeitpunkt lag für die gesamte Gruppe etwa 4 Jahre nach der VKB-Rekonstruktion.

2.1.2 Anthropometrische Angaben

In der Ergebnisauswertung wurden 23 Kreuzbandpatienten berücksichtigt, und zwar 10 weibliche und 13 männliche. Das durchschnittliche Alter betrug 38,2 Jahre ($Q_U - Q_O$: 33,0 - 42,1), die mittlere Körpergröße 1,78 m ($Q_U - Q_O$: 1,66 - 1,84) und das mittlere Körpergewicht 78,5 kg ($Q_U - Q_O$: 63,3 - 88,6).

Tab. 1: Allgemeine Angaben der Patientengruppe (Median, unteres und oberes Quartil)

| Patientengruppe | Gesamt (n = 23) | Weiblich (n = 10) | Männlich (n = 13) |
|------------------------|--|--|--|
| Alter (in Jahren) | 38,2 ($Q_U - Q_O$: 33,0-42,1) | 37,3 ($Q_U - Q_O$: 26,8-42,1) | 38,2 ($Q_U - Q_O$: 34,3-39,8) |
| Körpergröße (in m) | 1,78 ($Q_U - Q_O$: 1,66-1,84) | 1,66 ($Q_U - Q_O$: 1,63-1,68) | 1,83 ($Q_U - Q_O$: 1,80-1,88) |
| Körpergewicht (in kg) | 78,5 ($Q_U - Q_O$: 63,3-88,6) | 62,4 ($Q_U - Q_O$: 60,2-75,7) | 83,6 ($Q_U - Q_O$: 78,7-94,6) |

2.1.3 Anamnestische Daten

2.1.3.1 Unfallursache

Die Patienten der vorliegenden Untersuchung hatten sich in der Mehrzahl ($n = 20$, 87 %) bei der Ausübung einer sportlichen Tätigkeit die Ruptur des vorderen Kreuzbandes zugezogen. Besonders häufig geschahen die Unfälle beim Fußball ($n = 5$) und beim Ski fahren ($n = 4$) sowie beim Handball und Basketball (jeweils 3 Patienten).

Bei den 3 Patienten, die sich außerhalb des Sports verletzt hatten, handelte es sich in 2 Fällen um einen Sturz bzw. ein Stolper-/ Wegrutschereignis. In einem Fall war ein Verkehrsunfall die Ursache.

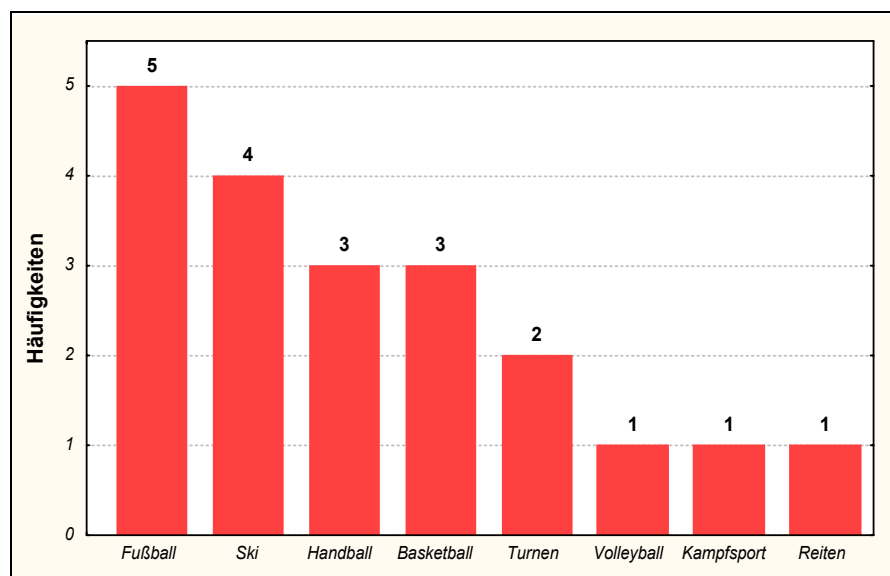


Abb. 1: Verteilung der Sportunfälle nach Sportarten ($n = 20$)

2.1.3.2 Operationsmethoden und Nachbehandlung

Die operative Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes war bei den Patienten in verschiedenen Berliner oder Brandenburger Kliniken sowie in einem Fall unmittelbar am Skiort mit unterschiedlichen Operationsverfahren erfolgt. Da die Betrachtung möglicher Unterschiede zwischen den Gruppen mit verschiedener OP-Technik nicht Ziel der Arbeit war, wurde keine Randomisierung vorgenommen. Insofern ergab sich in der Gruppenzusammensetzung ein zufälliges Ungleichgewicht zwischen den Gruppen. Der größte Teil der Patientengruppe erhielt eine Ersatzplastik mit dem mittleren Drittel des Lig. patellae (16 Patienten, davon 7 weibliche, 9 männliche). Eine Semitendinosussehnenplastik erhielten 7 Patienten (3 weibliche, 4 männliche).

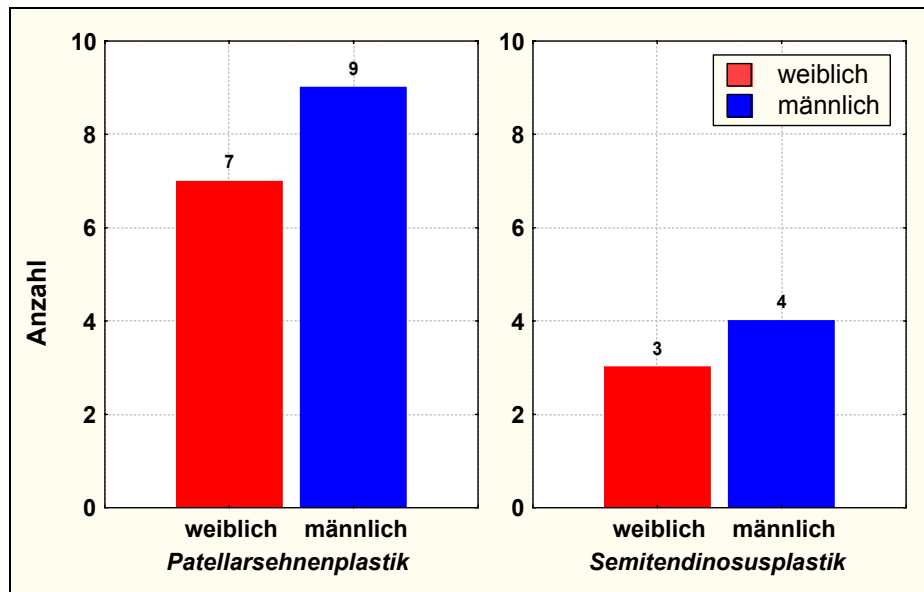


Abb. 2: Angewandte Operationstechnik unter Berücksichtigung des Geschlechts

Die Nachbehandlung aller untersuchten Patienten erfolgte im Rahmen ambulanter Rehabilitationsmaßnahmen (EAP¹²), in denen die Patienten eine Komplextherapie bestehend aus Krankengymnastik, Physikalischer Therapie und Medizinischer Trainingstherapie erhielten. Die Patienten begannen ihre Behandlung durchschnittlich 13 Tage postoperativ ($Q_U - Q_O$: 10 - 20). Die Gesamtbehandlungsdauer bis zum Ausscheiden aus der Rehabilitation betrug im Mittel 30 Einheiten ($Q_U - Q_O$: 30 - 40), ergänzt durch 10 Einheiten Krankengymnastik ($Q_U - Q_O$: 6 - 12).

2.2 Kontrollgruppe

2.2.1 Auswahlkriterien

Um gegebenenfalls vorhandene Veränderungen in den Untersuchungsvariablen bei den kreuzbandoperierten Patienten beurteilen zu können, wurden Vergleichswerte einer kniegesunden Probandengruppe ermittelt. Ein ausschließlicher Rechts-Links-Vergleich wird als nicht hinreichend betrachtet. Bei unilateralen Verletzungen könnten im chronischen Verlauf auch bilaterale Veränderungen eintreten, die sich nur über entsprechende Vergleichswerte einer Kontrollgruppe nachweisen lassen.

Diese Kontrollgruppe wurde im Matched-Pair-Design zusammengestellt, wobei das Alter, anthropometrische Daten und die sportliche Aktivität Berücksichtigung fanden. Dieses Vorgehen ist wesentlich, da viele der hier angewendeten Messdaten eine deutliche Alters- und Geschlechtsabhängigkeit zeigen, wie beispielsweise für den

¹² EAP = Erweiterte Ambulante Physiotherapie

Einbeinsprung und die Einbeinstand-Stabilität nachgewiesen [2]. Alle Probanden der Kontrollgruppe waren sportlich aktiv. Die ausgeübten Sportarten entsprachen in ihrem Niveau in etwa dem der Patientengruppe vor der Verletzung (vgl. Kapitel 3.1.2). 15 Probanden sind in High-Risk-, 3 Probanden in Low-Risk- und 5 Probanden in Non-Risk Pivoting-Sportarten¹³ aktiv. Der mittlere Trainingsumfang liegt mit 3 Stunden/ Woche ($Q_U - Q_O$: 2,0 - 5,5) etwas niedriger als der der Patientengruppe.

Die Versuchspersonen wurden anamnestisch nach Vorerkrankungen und Verletzungen der unteren Extremität befragt. Bei keinem der in die Kontrollgruppe einbezogenen Personen lagen solche vor. Alle Probanden konnten uneingeschränkt schmerzfrei Gehen und Laufen.

2.2.2 Anthropometrische Angaben

Die Kontrollgruppe von 23 Probanden setzte sich entsprechend aus 10 weiblichen und 13 männlichen Personen zusammen. Das durchschnittliche Alter dieser Gruppe betrug 33,9 Jahre ($Q_U - Q_O$: 29,9 - 40,0). Die mittlere Körpergröße lag bei 1,77 m ($Q_U - Q_O$: 1,67 - 1,85). Als mittleres Körpergewicht der Kontrollgruppe wurden 77,0 kg ($Q_U - Q_O$: 66,0 - 85,2) gemessen.

Auf Grund der Studienanlage (Matched-Pair-Design) erbrachte die statistische Prüfung mit dem Mann-Whitney U-Test für unabhängige Stichproben hinsichtlich Alter und anthropometrischen Daten erwartungsgemäß keine signifikanten Unterschiede ($p > 0,05$) zwischen der Patienten- und Kontrollgruppe. Somit erschien es berechtigt, die Ergebnisse der Kontrollgruppe als Referenzwerte für die vergleichende Ergebnisdarstellung heranzuziehen.

Tab. 2: Allgemeine Angaben der Kontrollgruppe (Median, unteres und oberes Quartil)

| Kontrollgruppe | Gesamt (n = 23) | Weiblich (n = 10) | Männlich (n = 13) |
|-----------------------|--|--|--|
| Alter (in Jahren) | 33,9 ($Q_U - Q_O$: 29,9-40,0) | 33,0 ($Q_U - Q_O$: 29,1-40,0) | 34,8 ($Q_U - Q_O$: 32,9-38,5) |
| Körpergröße (in m) | 1,77 ($Q_U - Q_O$: 1,67-1,85) | 1,65 ($Q_U - Q_O$: 1,61-1,69) | 1,83 ($Q_U - Q_O$: 1,79-1,87) |
| Körpergewicht (in kg) | 77,0 ($Q_U - Q_O$: 66,0-85,2) | 65,0 ($Q_U - Q_O$: 60,9-76,0) | 80,0 ($Q_U - Q_O$: 77,0-87,2) |

2.3 Untersuchungsdesign

Die Untersuchungen mussten auf Grund der umfangreichen Datenerfassung in zwei Untersuchungsabschnitten und aus messtechnischen Gründen an zwei verschiedenen Untersuchungsorten durchgeführt werden.

¹³ Erläuterung zur Sportartenklassifikation folgt in Kapitel 2.4.

Am ersten Untersuchungstag erfolgte die Erfassung anamnestischer Daten der Patienten bzw. der gesunden Probanden. Über einen Fragebogen sowie mehrere Scores (Kap. 2.4) wurden zusätzliche Angaben zur Operation und nachfolgenden Rehabilitation, zur Sportaktivität vor und nach der Operation sowie zur subjektiven Kniezufriedenheit aufgenommen. Anschließend erfolgte für alle Patienten bzw. Probanden eine Untersuchung beider Kniegelenke durch eine Ärztin. Es wurden funktionelle Tests zur Beweglichkeit und Stabilität sowie Provokationstests für Meniskus und Knorpel durchgeführt. Des Weiteren erfolgte am ersten Untersuchungstag eine gerätegestützte Gang- und Laufanalyse. Hierfür war eine Platzierung von selbstreflektierenden Markern an anatomischen Referenzpunkten des Beines erforderlich. Es wurden synchron kinetische (Bodenreaktionskraftmessung) und kinematische Daten (Videoanalyse aus der Sagittalebene) beim Gehen, Laufen in der Ebene und Laufen abwärts erfasst. Abschließend mussten die Patienten einen Koordinationstest (zur Überprüfung der ein- und beidbeinigen Standstabilität) und Tests zur elementaren Schnelligkeitsleistung der Beine (azyklische und zyklische Bewegungsprogramme) absolvieren. Mit zuletzt genannten Tests, die Tapping- und Sprungvarianten beinhalteten, wurden Bodenkontaktzeiten und Bewegungsfrequenzen mit Hilfe des „Talent-Diagnose-System“ bestimmt. Beim Einbeinsprung aus dem Stand wurde die Sprungweite gemessen.

Beim zweiten Untersuchungstermin mussten eingangs für die sonografischen Messungen ergänzende Messdaten vom Oberschenkel (Umfang, Längenmaße) aufgenommen werden. Anschließend wurden an definierten Stellen Ultraschallbilder vom vorderen Oberschenkel zur Ermittlung der Muskeldicken angefertigt. Zusätzlich war eine Vorbereitung der Haut für die Platzierung der EMG-Oberflächenelektroden auf dem Oberschenkel erforderlich. Weitergehend wurden dann isometrische und isokinetische Tests zur Erfassung der Muskelkraft der Oberschenkelmuskulatur durchgeführt, wobei bei einigen Tests synchron die elektrische Aktivität (EMG) ausgewählter Oberschenkelmuskeln aufgezeichnet wurde.

2.4 Anamnese, subjektive Kniefunktionseinschätzung und Scores

Einverständniserklärung

Vor Beginn der Untersuchungen wurde nach ausführlicher mündlicher und schriftlicher Aufklärung von allen Patienten bzw. Probanden eine Einverständniserklärung unterzeichnet, in der sie bestätigten, dass sie sich den Untersuchungen freiwillig unterziehen und ihnen versichert wurde, dass ihre Daten anonym ausgewertet und veröffentlicht werden dürfen.

Fragebogen

Anamnestiche Daten der Patienten wurden mit einem für diese Studie erstellten Fragebogen (Anhang B.1) erfasst. Damit konnten ergänzende Angaben aufgenommen werden, die nicht über die Scores ermittelt wurden. Der Fragebogen enthielt Daten zu folgenden Komplexen, die als offene Fragen bzw. ordinalskalierte Fragen formuliert waren:

- persönliche Angaben (anthropometrische Daten, Geburtsdatum)
- präoperative Patientendaten und Angaben zur Verletzung (Sportaktivität vor der Verletzung, Verletzungsdatum und -ort, Unfallhergang)
- Angaben zur Operation (OP-Datum, OP-Technik, Beratung hinsichtlich OP-Technik, Grund für OP)
- Angaben zum postoperativen Verlauf (Rehabilitationsmaßnahmen, erneute Verletzungen, Operationen oder therapeutische Behandlungen, Fähigkeit zum schmerzfreien Gehen oder Laufen, Wiederaufnahme des sportlichen Trainings postoperativ [Wann?, In welcher Sportart?, Mit welchem Umfang und welcher Intensität?], derzeitige Trainingsanamnese, Nutzung orthopädietechnischer Hilfsmittel).

Mit den erhobenen Daten zur Sportaktivität wurde in der Auswertung u.a. eine Klassifikation der Sportarten vorgenommen. Dazu wurde als Grundlage die „Innsbrucker Knie-Sportfähigkeitsklassifikation“ (Fink et al. [63]) genutzt. Dieses Klassifikationsschema ordnet alle Sportarten hinsichtlich der Gefährdung der Kniestabilität in drei Sportartengruppen ein und zwar in:

- High-Risk-Pivoting-Sportarten¹⁴,
- Low-Risk-Pivoting-Sportarten¹⁵ und
- Non-Risk-Pivoting-Sportarten¹⁶.

Diese Klassifikation wurde in dieser Studie leicht modifiziert, im Speziellen wurde der alpine Skisport als High-Risk-Pivoting-Sportart eingeordnet.

¹⁴ High-Risk-Pivoting-Sportarten: Sportarten, die durch einen hohen Anteil plötzlicher Stopps, schneller Drehungen, unkontrollierten Sprungbewegungen und hoher mechanischer Belastungen für das Kniegelenk charakterisiert sind, z.B. Fußball [modifiziert, 63].

¹⁵ Low-Risk-Pivoting-Sportarten: Sportarten, in denen Drehbewegungen vorkommen können, aber nicht von vornherein charakteristisch für diese Sportart sind, z.B. Joggen [63].

¹⁶ Non-Risk-Pivoting-Sportarten: Sportarten, die durch kontrollierte Bewegungen unter nur teilweiser Belastung des Körpergewichtes gekennzeichnet sind, z.B. Schwimmen [63].

Tab. 3: Klassifikation der Sportarten nach „Innsbrucker Knie-Sportfähigkeitsklassifikation“ (modifiziert, Fink et al. [63])

| Sportartengruppe | Zugehörige Sportarten |
|-------------------------|--|
| High-Risk-Pivoting | Fußball, Handball, Basketball, Volleyball, Tennis, Squash, Ski alpin |
| Low-Risk-Pivoting | Laufen, Aerobic, Klettern, Bergwandern, Skilanglauf |
| Non-Risk-Pivoting | Schwimmen, Rad fahren, Spazieren |

Scores

Scores sind Bewertungsskalen, die in wissenschaftlichen Studien zur Beurteilung von Behandlungsverfahren herangezogen werden. Sie beinhalten hauptsächlich Angaben der Patienten zu verbliebenen Symptomen und Einschränkungen. Die subjektive Zufriedenheit eines Patienten, z.B. mit der Funktionsfähigkeit des Kniegelenkes, wird mittels eines numerischen Bewertungssystems eingeschätzt, wobei die Angaben in der Regel vom Patienten selbst zu machen sind. Damit liegt für die Scores Untersucherunabhängigkeit vor. Für die Evaluation von Knieinstabilitäten wurden zahlreiche Scores entwickelt, die eine Beurteilung der Auswirkungen der vorhandenen Kniebandinstabilität bzw. des postoperativen Behandlungsergebnisses nach Bandruptur ermöglichen. In der vorliegenden Studie wurden häufig angewandte Knie-Scores eingesetzt. Die hier verwendeten Scores nach Lysholm und Gillquist [128], das Tegner-Aktivitätsscore [187] und das OAK-Score¹⁷ [140] gelten als etabliert.

Andere, weniger bekannte, Fragebögen wurden in dieser Studie ergänzend eingesetzt, um ihre Eignung gegenüber bisher gebräuchlichen Scores zu überprüfen. Dazu zählen die „Knee Outcome Survey - ADL¹⁸ Scale“ (im Weiteren als „KOS-Score ADL“ bezeichnet) und die „Knee Outcome Survey – Sports Activity Scale“ (nachfolgend als „KOS-Score Sport“ benannt), die eine skalierte Bewertung einzelner Einschränkungen und Symptome vorsehen und somit eine differenziertere Aussage erlauben [99]. Der Aussagewert dieser neueren Scores sollte im Vergleich zu den etablierten (Lysholm, Tegner, OAK) untersucht werden.

¹⁷ OAK-Score = Score der orthopädischen Arbeitsgruppe Knie (OAK) der Schweizer Gesellschaft für Orthopädie.

¹⁸ ADL = Activities of Daily Living (Alltagsaktivitäten)

Folgende Scores wurden in der Studie verwendet:

- *Score nach Lysholm und Gillquist*

Dieses Score wurde 1982 erstmals von den Autoren Lysholm und Gillquist [128] beschrieben. Das Score setzt sich aus 95 % subjektiven und 5 % objektiven Angaben zusammen. Inhaltlich werden Angaben zu Beeinträchtigungen beim Gehen, Treppensteigen und Hackensitz/ Hinhocken, zur Instabilität, zu Schmerzen, Schwellung und Blockaden sowie zur Umfangsdifferenz des Oberschenkels erfasst. Es sind maximal 100 Punkte erreichbar. Für die Ergebnisbeurteilung liegt folgendes Bewertungsschema vor:

- | | |
|---------------------|--------------|
| • 95 bis 100 Punkte | sehr gut |
| • 84 bis 94 Punkte | gut |
| • 65 bis 83 Punkte | befriedigend |
| • < 65 Punkte | schlecht |

- *Aktivitätsscore nach Tegner und Lysholm*

Tegner und Lysholm [187] beschrieben 1985 das 11-stufige Aktivitätsscore. Anhand der beruflichen und sportlichen Aktivitäten des Patienten wird das Aktivitätslevel nach Kniebandinstabilitäten zwischen einem Level von 0 bis 10 bestimmt. Dabei bedeutet „0“ - Keine Aktivität (Berufsunfähigkeit) auf Grund von Knieproblemen, „10“ - Fußball als Wettkampfsport auf höchstem nationalen und internationalen Niveau.

Durch Erfassung von Patientenangaben zur körperlichen Aktivität zum Untersuchungszeitpunkt und vor der Verletzung, kann neben dem aktuellen Level der Sportaktivität auch retrospektiv das Aktivitätsniveau vor der Verletzung erhoben werden. In dieser Arbeit wurde der von Wülker et al. [207] auf deutsche Verhältnisse übertragene Aktivitätsscore verwendet.

- *Score der orthopädischen Arbeitsgruppe Knie (OAK) der Schweizer Gesellschaft für Orthopädie*

Das Score wurde 1988 erstmals von der Arbeitsgruppe um Müller [140] beschrieben. Der Fragebogen enthält neben anamnestischen Fragen (Schmerzen, Schwellung, Giving-way, Arbeit und Sport) zuzüglich wesentliche Punkte einer Knieuntersuchung (allgemeine Untersuchungsbefunde, Stabilität, funktionelle Tests). Insgesamt können 100 Punkte erreicht werden, wobei sich die Bewertung

aus 25 % subjektiven und 75 % objektiven Daten aus der Kniegelenksuntersuchung zusammensetzt.

Die Beurteilung erfolgt nach folgendem Auswertungsschema:

- 91 bis 100 Punkte sehr gut
- 81 bis 90 Punkte gut
- 71 bis 80 Punkte befriedigend
- < 70 Punkte schlecht

- *KOS (Knee Outcome Survey)-Score ADL nach Irrgang (Anhang B.2)*

Der von Irrgang [99] 1998 veröffentlichte Knee Outcome Survey-Fragebogen ADL enthält 16 skalierte Fragen zur Kniefunktion. Diese beziehen sich auf Symptome und Einschränkungen bei Alltagstätigkeiten. Jede einzelne Frage muss dabei in einer abgestuften Skala von 0 (= totale Behinderung/ Einschränkung) bis 5 (= überhaupt keine Behinderung/ Einschränkung) subjektiv vom Patienten bewertet werden. Es kann eine maximale Punktzahl von 80 erreicht werden. Der Autor empfiehlt dieses „rohe Score“ auf 100 % hochzurechnen (80 Punkte = 100 %).

Vom Autor ist kein Bewertungsmaßstab vorgegeben. In Anlehnung an andere Auswertungsschemen von Scores wird in der vorliegenden Studie folgendes Bewertungssystem für die weitere Beurteilung der Ergebnisse genutzt:

- 91 bis 100 % sehr gut
- 81 bis 90 % gut
- 71 bis 80 % befriedigend
- < 70 % schlecht

- *KOS (Knee Outcome Survey)-Score Sport nach Irrgang (Anhang B.3)*

Beim KOS-Score Sport wird mit 11 Fragen nach Symptomen und Einschränkungen bei üblichen sportlichen Aktivitäten gefragt. Wie im KOS-Score ADL ist für jede Frage eine Einschätzung der Kniefunktion auf der 6-stufigen Skala (0 bis 5) vorzunehmen. Die maximal erreichbare Punktzahl beträgt hier im „rohen“ Score 55 Punkte. Auch hier ist das erreichte Ergebnis prozentual zu berechnen, wobei die maximale Punktzahl von 55 Punkten auf 100 % gesetzt wird.

Die Beurteilung der Ergebnisse erfolgt wie beim KOS-Score ADL.

2.5 Kniebefund und Stabilitätsmessung

Am ersten Untersuchungstag erfolgte die ärztliche Untersuchung der Kniegelenke. Folgende Befunde wurden erhoben:

- *Bewegungsausmaß* im Kniegelenk (Extension/ Flexion) nach Neutral-Null-Methode
- *Umfangsmessungen* des Oberschenkels (15 cm oberhalb des medialen Gelenkspaltes), des Kniegelenkes (Mitte Patella) und des Unterschenkels (15 cm unterhalb des medialen Kniegelenksspaltes)

In ordinalskaliertem Viererskala (kein, gering, mäßig, stark = 0 bis 4) wurden nachfolgende Zeichen dokumentiert:

- *Entzündungszeichen* (Hyperthermie, Erguss, Schwellung)
- *Druckdolenz*
- *anamnestische Schmerzzeichen* (allgemeiner Knieschmerz, retropatellarer und tibiofemoraler Knieschmerz)
- *anamnestische Stabilitätszeichen* (allgemeine Knieinstabilität, partielles oder vollständiges Giving-way)

Zur Untersuchung gehörten auch nachfolgende Befunde, die jeweils auf einer 4-stufigen Skala (o.B., +, ++, +++ = 0 bis 4) bewertet wurden:

- *retropatellare Schmerzprovokationstests* (Zohlen- und Fründ-Zeichen)
- *manuelle Tests zur Kniebandstabilität* (mediale und laterale Seitenbandstabilität, vordere Schublade, Lachman, Pivot-shift)

Abschließend erfolgte eine quantitative Beurteilung der vorderen Kniebandinstabilität mit dem Rolimeter-Knietester (Fa. Aircast®)¹⁹. Das Rolimeter wurde mit einem Ende über der Patella positioniert und mit dem anderen über ein Gummiband am Unterschenkel fixiert. Der Taster musste sich über der Tuberositas tibiae befinden. Getestet wurde in den üblichen zwei Positionen, die auch für die manuelle Stabilitätsprüfung verwendet werden. Für den „Vorderen Schubladen-Test“ wurde bei 90° Knieflexion mit aufgestelltem und fixiertem Fuß sowie beim Lachman-Test in 30° Knieflexion untersucht. Die Verschieblichkeit der Tibia gegenüber dem Femur wurde auf beiden Seiten in mm gemessen. Pro Seite wurden 3 Messungen durchgeführt und daraus der Mittelwert für die jeweilige Körperseite berechnet.

¹⁹ Balasch et al. [15] konnten in einer Studie eine hinreichende Messgenauigkeit dieser Methode im Vergleich zum häufig verwendeten KT-1000-Arthrometer nachweisen (kein signifikanter Unterschied).

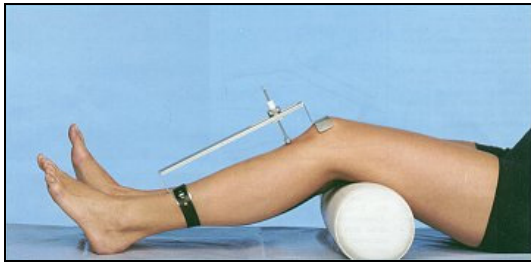


Abb. 3: Lachman-Test mit dem Rolimeter Knietester (Fa. Aircast®) [131]

2.6 Messtechnik, Messvorgehen und Messparameter

2.6.1 Gang- und Laufanalyse

2.6.1.1 Kinetik

Messtechnik:

Für die Gang- und Laufanalysen kam das Messsystem der Fa. Kistler (Schweiz) mit der Produktbezeichnung Gaitway™ Instrumented Treadmill (Type 9810S10) zur Anwendung. Das System besteht aus einem handelsüblichen Laufband (Fa. Trotter, USA), in welches zwei, speziell für dieses Gerät konstruierte, piezoelektrische Kraftmessplattformen und Ladungsverstärker eingebaut wurden.



Abb. 4: Laufband Gaitway™ (Fa. Kistler) [129]

Bei dem Laufband handelt es sich um ein 1,40 m x 0,50 m großes Gerät der Fa. Trotter. Es können in Abstufung von 0,1 km/h Bandgeschwindigkeiten zwischen 0,7 km/h und 20,0 km/h bei Steigungen zwischen –5 % bis maximal 20 % eingestellt werden.

Die beiden integrierten Messplattformen sind tandemförmig hintereinander angeordnet. Das Analysesystem ermöglicht die Erfassung der Vertikalkomponente der Bodenreaktionskraft sowie dessen Kraftangriffspunkt. Es können mehrere aufeinander folgende Schritte aufgezeichnet werden. Damit wird die Messprozedur gegenüber dem

Vorgehen mit konventionellen Kraftmessplattformen erheblich vereinfacht. Der Zeitaufwand zum Erfassen mehrerer gültiger Doppelschritte wird deutlich reduziert, da keine Einzelschrittanalyse erfolgt.

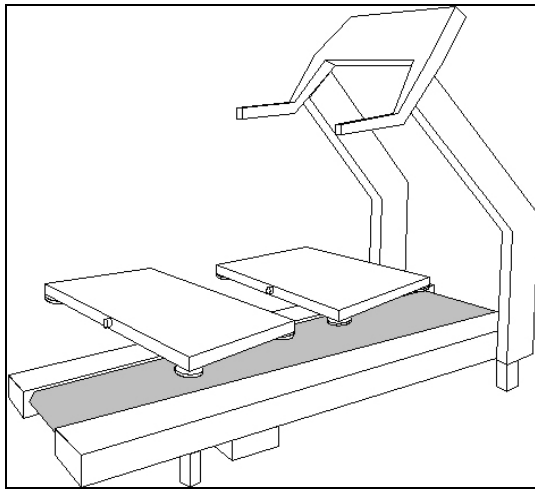


Abb. 5: Schematische Darstellung der tandemförmigen Anordnung der eindimensionalen Kraftmessplattformen unter dem Laufbandgurt [129]

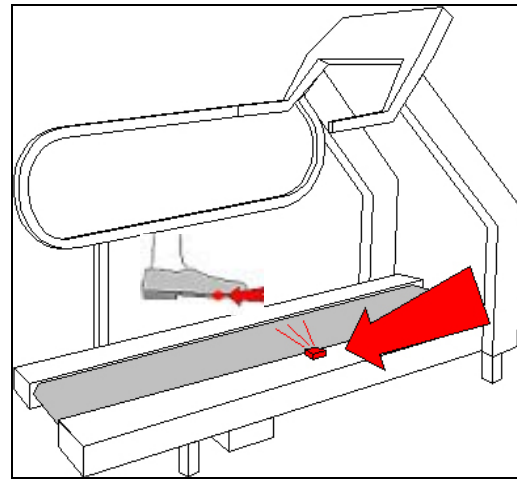


Abb. 6: Markierung mit reflektierendem Tape am Fuß und Infrarot-Sensor am Laufband ermöglicht die softwaregestützte Schrittzuordnung „links/ rechts“ [129]

Die analogen Signale der Messungen werden beim Gehen mit einer Abtastrate von 250 Hz, beim Laufen mit 500 Hz aufgenommen und durch einen A/D-Wandler digitalisiert.

Des Weiteren ist am Laufband ein Infrarotsensor installiert (Abb. 6). Mit Hilfe eines am rechten Fuß des Patienten angebrachten Reflektorstreifens unterscheidet die Software mittels eines speziellen Sortieralgorithmus zwischen rechtem und linkem Fußauftritt. Diese Daten werden getrennt erfasst und in einer Datenbank abgelegt.

Der Messwertfehler des Systems wird vom Hersteller mit $\pm 1,5 \%$ angegeben, jedoch bezieht sich diese Angabe auf die Genauigkeit bei statischer Kalibrierung. Der Hersteller weist darauf hin, dass diese Genauigkeit der Kalibrierung nur in der Mitte der Platte gilt (Punkt der Kalibrierung). Es werden Abweichungen über der Platte bis zu $\pm 3 \%$ angenommen, je nachdem, wo der jeweilige Kraftangriffspunkt auf der Platte im Vergleich zur Mitte liegt. Des Weiteren muss bei dynamischen Messungen auf Grund der Eigenschwingungen der Platte mit einer Erhöhung des Fehlers gerechnet werden. In der Summe ist ein Messwertfehler von 3 bis 4 %, bezogen auf den Endwert, eine realistische Annahme.

Messvorgehen:

Vor Beginn der Ganganalyse wurde ein kleines reflektierendes Tape an den rechten Fuß auf Höhe des Caput metatarsale V angebracht. Dieses Tape ist Voraussetzung für die rechnergestützte Datensortierung (rechts/ links). Vor Beginn der Ganganalyse erfolgte eine Kalibrierung des Messsystems, indem das Körpergewicht über die Kraftmessplatte ermittelt wurde. Der Proband musste sich dazu auf die Mitte der vorderen Plattform stellen und im ruhigen Stand kurz verharren.

Die Ganganalyse erfolgte barfuß²⁰. Nach einer Eingewöhnungszeit von 5 Minuten wurden die Messungen durchgeführt. Die Gehgeschwindigkeit wurde für alle Probanden auf 4,5 km/h festgesetzt, um eine bessere Vergleichbarkeit der Daten, die stark geschwindigkeitsabhängig sind, zu gewährleisten. Insgesamt wurden 3 Messreihen á 10 Sekunden Messdauer aufgenommen. Damit wurden ca. 8 (\pm 1) Doppelschritte erfasst.

Nach Abschluss dieser Messungen wurde das Laufband gestoppt. Die Probanden zogen ihre Sportschuhe²¹ an, das reflektierende Tape wurde nun im Sohlenbereich des rechten Schuhs unterhalb des Kleinzehenballens fixiert.

Dann wurde das Laufband erneut gestartet und die Bandgeschwindigkeit kontinuierlich gesteigert. Den Probanden wurde wiederum eine Gewöhnungszeit von 3 bis 5 Minuten gegeben, bevor die Messungen bei standardisierter Geschwindigkeit von 10 km/h erfolgten. Die Messdatenaufnahme umfasste 3 Messreihen á 5 Sekunden Messdauer. Dies entsprach jeweils 6 (\pm 1) Doppelschritten.

Anschließend wurde die Neigung des Laufbandes auf -5 % eingestellt, was einem leichten Bergablauf gleichkommt. Nach einer kurzen Phase der Gewöhnung an diese Situation erfolgte auch hier die Messdatenerfassung in analoger Weise zur Laufanalyse in der Ebene. Die Laufanalyse bei -5 % Gefälle stellt aus biomechanischer Sicht eine erhöhte Belastung für das Kniegelenk respektive des vorderen Kreuzbandes dar (erhöhte Tibiatranslation). Beim Bergablaufen erzeugt das Körpergewicht in der Aufsatzphase des Fußes (Punctum fixum) eine Schubbelastung über dem Tibiaplateau und erhöht somit die Belastung für das vordere Kreuzband. Die gleichzeitige Kraftwirkung des M. quadriceps bei gebeugtem Kniegelenk (30 - 40°) hat

²⁰ Der Einfluss durch unterschiedliches Schuhwerk sollte eliminiert werden.

²¹ Bei höheren Laufgeschwindigkeiten und den damit einhergehenden größeren Aufsatzkräften wird ohne Schuhe das Abrollverhalten beeinträchtigt und meist die Abrolltechnik verändert (Übergang zum Vorfußlauf). Um dies zu vermeiden wurden Sportschuhe genutzt.

ebenfalls eine gewisse Transposition des Tibiaplateaus nach vorn zur Folge, was die Beanspruchung des vorderen Kreuzbandes erhöhen dürfte [30, 48, 122].

Datenauswertung und Messwerte:

Zunächst wurden alle Messreihen auf Messfehler kontrolliert, fehlerhafte Messungen (Ausreißer durch falsche Schrittsortierung) wurden eliminiert, was allerdings nur im Ausnahmefall eintrat. Die in der Regel vorliegenden 3 fehlerfreien Messungen wurden in die softwareunterstützte Datenberechnung einbezogen. Alle ausgewerteten Parameter sind somit das Ergebnis einer Mittelwertsberechnung aus durchschnittlich 20 - 25 Doppelschritten. Die Werte wurden jeweils getrennt für beide Körperseiten ermittelt, wobei unmittelbar bei der Auswertung die Zuordnung zu betroffener (Bein mit VKB-Plastik) und nicht betroffener Seite erfolgte.

Die F-t-Kurve zeigt beim Gehen normalerweise einen 2-gipfligen Verlauf (Abb. 7). Entsprechend wurden mittels der zum Messsystem gehörenden Software die Maxima und Minima der Bodenreaktionskräfte während eines Bodenkontaktes, die der entsprechenden Gangphase (Lastübernahme, Mittelstütz, Abdruck) zugeordnet werden können, erfasst. Zusätzlich wurde das Integral der F-t-Kurve (Fläche unter der Kurve = Impuls) berücksichtigt, das die Kraftwirkung über die gesamte Standphase widerspiegelt. Alle ermittelten Kraftdaten wurden auf das Körpergewicht normalisiert, so dass ein interindividueller Vergleich der Gangparameter möglich ist.

Des Weiteren wurden die Stützzeit sowie gangphasenbezogene Zeitparameter bestimmt, die eine Aussage über die zeitliche Struktur des Abrollverhaltens ermöglichen. Dazu zählen die Zeit bis zur Lastübernahme, Zeit bis zum Mittelstütz und Zeit bis zum Abdruck. Diese Zeitwerte wurden ebenfalls normalisiert, indem die gesamte Stützzeit auf 100 % gesetzt wird. Der Nullwert wird softwaregestützt festgelegt, und zwar wenn die Kraftwirkung einen Schwellenwert von 100 N überschreitet. Zusätzlich konnte die Kadenz (Schritte/ Minute) erfasst werden.

Die Registrierung des „Center of Pressure“ (COP) durch das Messsystem lässt schließlich auch die Auswertung von Wegparametern zu. In dieser Arbeit wurde die Schrittlänge berücksichtigt. Die Software berechnet diese aus den registrierten COP-Daten der Kraftmessplatten bei Beginn des Fußaufsatzes und dem Weg des Laufbandes zwischen zwei aufeinander folgenden Schritten.

Tab. 4: Überblick über die Messwerte der kinetischen Ganganalyse

| | Bezeichnung der Variable | Kurzbezeichnung | Einheit |
|--------------------|-----------------------------------|-----------------|----------------|
| Kraftwerte | Impuls | I | % KG * s |
| | „Aufsatzkraft“ (Loading response) | F1 | % KG |
| | „Mittelstützkraft“ (Mid Stance) | F2 | % KG |
| | „Abdruckkraft“ (Push-off) | F3 | % KG |
| Zeitwerte | Stützzeit | CT | s |
| | Zeit bis zum Aufsatz | T1 | % Stützzeit |
| | Zeit bis zum Mittelstütz | T2 | % Stützzeit |
| | Zeit bis zum Abdruck | T3 | % Stützzeit |
| | Kadenz | K | Schritte/ Min. |
| Distanzwert | Schrittlänge | SL | m |

KG = Körpergewicht

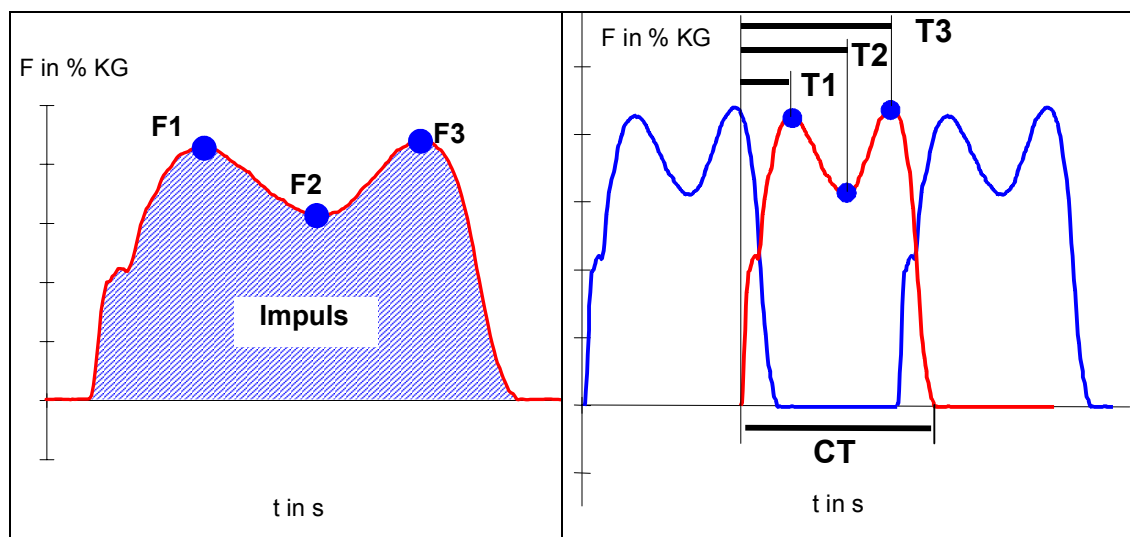


Abb. 7: F-t-Kurve und Parameter der Abb. 8: Aufeinander folgende F-t-Kurven mit vertikalen Bodenreaktionskraft beim Gehen [modifiziert, 129]

Analog zur Auswertung der Ganganalyse erfolgte die Auswertung der kinetischen Daten des Laufens in der Ebene und des Abwärtslaufens.

Die F-t-Kurve beim Laufen ist typischerweise durch einen eingipfligen Verlauf gekennzeichnet. Von Interesse war daher das Maximum der vertikalen Bodenreaktionskraft. Ein Überblick über die kinetischen Daten der Laufanalyse ist in Tab. 5 zu finden.

Tab. 5: Überblick über die Messwerte der kinetischen Laufanalyse

| | Bezeichnung der Variable | Kurzbezeichnung | Einheit |
|--------------------|--------------------------|-----------------|----------------|
| Kraftwerte | Impuls | I | % KG * s |
| | Max. mittlere Stützkraft | F ₁ | % KG |
| Zeitwerte | Stützzeit | CT | s |
| | Zeit bis zum Mittelstütz | T ₁ | % Stützzeit |
| | Kadenz | K | Schritte/ Min. |
| Distanzwert | Schrittlänge | SL | m |

KG = Körpergewicht

2.6.1.2 Kinematik

Messtechnik:

Die Patienten wurden synchron mit Hilfe der videogestützten Computer-Bewegungsanalyse untersucht.

Dazu erfolgte eine digitale Videoaufzeichnung in der sagittalen Ebene (2 x 2D) von links und rechts. Die verwendeten Digital-Camcorder (JVC GR-DVL 9700) waren jeweils im 90°-Winkel seitlich vom Laufband in einem Abstand von 2,50 m zur Laufbandmitte positioniert. Um die bestmögliche Anstrahlung der an den Körper angebrachten Reflexpunkte (Marker) zu gewährleisten, wurde der Bildausschnitt mit Halogenstrahlern ausgeleuchtet.

Die Videobildaufzeichnung erfolgte Online in der Bewegungsanalyse-Software von SIMI° Motion 2D. Aufgenommen wurden mehrere Schrittzyklen (durchschnittlich 10) mit einer Bildrate von 25 Hz (50 Halbbilder). Diese wurden direkt auf der Festplatte gespeichert.

Die Software von SIMI° Motion 2D ermöglicht die weitere Verarbeitung der aufgezeichneten digitalen Videobilder. Die Messpunkte (Reflexionsmarker) müssen in der Software definiert werden und können dann durch eine automatische Punktverfolgung erfasst werden. SIMI° Motion erstellt aus den Bildschirmkoordinaten der erfassten Bildpunkte und den Koordinaten des Kalibrierungsobjektes einen neuen Datensatz. Dieser erlaubt die weitere Auswertung im Sinne der Darstellung des Winkelverlaufes (Winkel aus 3 Punkten), in diesem Fall des Kniewinkels.

Messvorgehen:

Nach Vorbereitung des Probanden, indem selbstreflektierende Marker (Durchmesser 18 mm) an den anatomischen Referenzpunkten Trochanter major, lateraler Femurkondylus und lateraler Malleolus an beiden Körperseiten angebracht wurden, erfolgten die Videoanalysen synchron zur Messung der vertikalen Bodenreaktionskräfte. Der Messablauf für die Gang- und Laufanalysen einschließlich Gewöhnungs- und Pausenzeiten wurde bereits im Abschnitt 2.6.1.1 beschrieben.

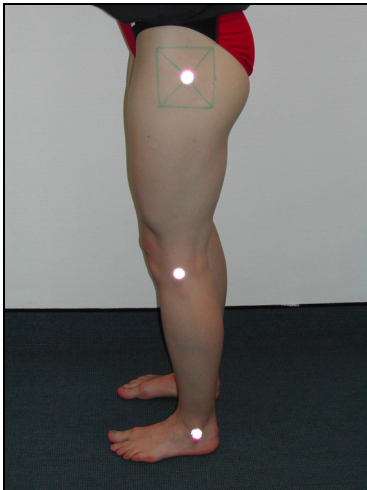


Abb. 9: Markerplacement an den knöchernen Referenzpunkten (Trochanter major, lateraler Epikondylus des Femur, lateraler Malleolus) für die Gang- und Laufanalyse

Datenauswertung und Messwerte:

Die Videobildbearbeitung erfolgte mit der Software der Fa. SIMI Motion, wobei durch eine Bildpunktverfolgung (automatisches Tracking, Bildfrequenz 25 Hz/ 50 Halbbilder) die Erfassung der markierten Punkte als zweidimensionale Koordinaten möglich wird. Für die Auswertung der Videosequenz ist eine vorherige Kalibration des Bildausschnittes anhand eines definierten Vertikal- und Horizontalmaßes notwendig (Abb. 10).

Insgesamt wurden 5 Gang- bzw. Laufzyklen bearbeitet. Aus den erfassten 2D-Daten erfolgte in den erstellten Winkel-Zeit-Diagrammen, mit Hilfe der Videobildinformation (Abb. 10), manuell eine Phaseneinteilung in Stand- und Schwungphase. Die Software ermittelt anhand dessen das jeweilige Minimum bzw. Maximum innerhalb dieser Phase. Daraus erfolgte eine Mittelwertberechnung. Die einzelnen Variablen sind in Tab. 6 ausgewiesen.

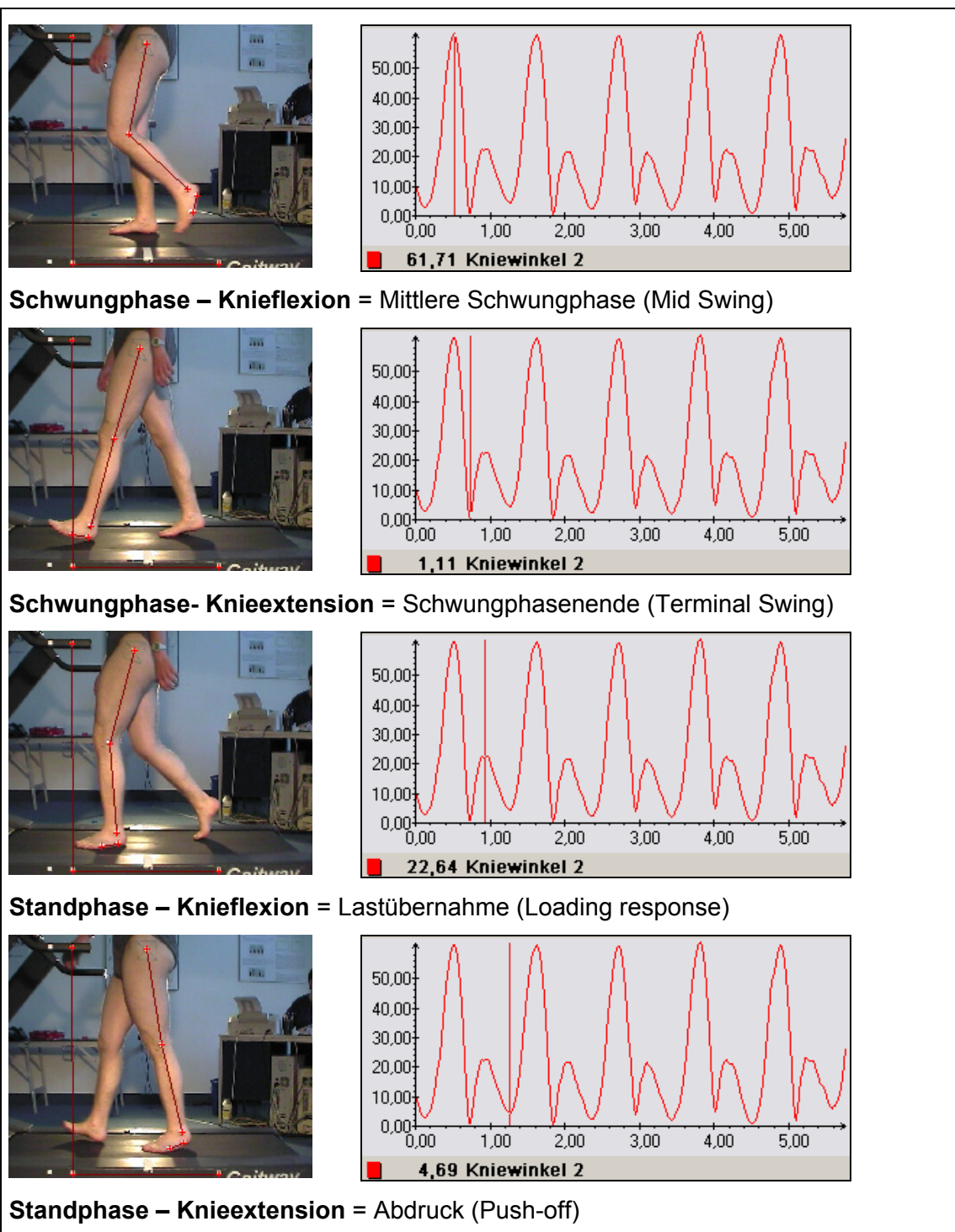


Abb. 10: Bildfolge mit Diagrammen zum gangphasenbezogenen Kniewinkelverlauf beim Gehen

Tab. 6: Überblick über die Messwerte der kinematischen Gang- und Laufanalyse

| Bezeichnung der Variable | Einheit |
|---|----------|
| Kniewinkel Standphase | |
| Standphasen Knieflexion = Lastübernahme (LR) | ° (Grad) |
| Standphasen Knieextension = Abdruck (PO) | ° (Grad) |
| Kniewinkel Schwungphase | |
| Schwungphasen Knieflexion = Mittlere Schwungphase (MSw) | ° (Grad) |
| Schwungphasen Knieextension = Schwungphasenende (TSw) | ° (Grad) |

LR = Loading response, PO = Push-off, MSw = Mid Swing, TSw = Terminal Swing

2.6.2 Koordinations- und Schnelligkeitsdiagnostik

2.6.2.1 Haltungsstabilisation: Biodex-Plattform

Zur Untersuchung der einbeinigen Haltungskontrolle wird in Studien häufig die Stabilometrie genutzt. Unterschiedliche Messtechnik findet dabei Anwendung – angewendet wurden bisher Stabilitätsplattformen wie z.B. der K.A.T. 2000²² [42, 85, 106] oder Kraftmessplatten, mit denen ebenfalls die Schwerpunktbewegungen aufgezeichnet werden können [2, 88, 180]. Die Körperschwerpunktbewegung gilt als Maß für die Haltungskontrolle im Einbeinstand.

Messtechnik:

Mittels der Stabilisationsplattform (Biodex Medical Systems Inc., Shirley - New York) sind Tests zur Ermittlung der dynamischen Haltungsstabilität auf instabiler Unterlage (beid- und einbeinig) durchführbar. Die Plattform ist zentral auf kleiner Unterstützungsfläche gelagert. Die Stabilität der Plattform wird mechanisch, entsprechend der Vorgabe im Anwenderprogramm, gesteuert. Ein Sensor vor der Plattform ist mit dem Datenaufnehmer verbunden. Es wird die Distanz der Abweichung der Plattform vom zentralen Referenzpunkt registriert. Die Daten werden vom Anwenderprogramm zu einem Scorewert, dem so genannten Balance-Index²³, verrechnet.

²² K.A.T = Kinaesthetic Ability Trainer

²³ $(DI)^2 = \frac{\sum (0 - X)^2 + \sum (0 - Y)^2}{\text{number of samples}}$, $DI = \sqrt{(DI)^2}$

Messvorgehen:

Der Patient wurde aufgefordert bei arretierter Plattform das Gerät zu betreten und eine stabile Standposition einzunehmen. Die Knie- und Hüftgelenke sollten leicht gebeugt werden. Ein eingezeichnetes Koordinatensystem auf der Plattform war eine Hilfe, um einen seitensymmetrischen und zentrierten Stand einzunehmen. In einem Probeversuch hatte der Patient/ Proband die Möglichkeit bei eingeschränkter Plattformbeweglichkeit seine Standposition über den Monitor und das Biofeedback-Verfahren zu kontrollieren und gegebenenfalls zu korrigieren. Dann wurde die Plattform erneut arretiert. Anschließend erfolgte der Test-Start. Die Testdauer betrug 30 s, in denen der Patient so stabil als möglich stehen sollte. Der Monitor wurde während des Tests abgedeckt, so dass keine Bildschirmkontrolle und Korrektur möglich war. Jeder Proband absolvierte 3 Durchgänge, wobei der beste Wert aus den 3 Durchgängen als Endergebnis festgehalten wurde.

Anschließend erfolgte selbiger Test einbeinig. Begonnen wurde jeweils mit der gesunden Körperseite. Testablauf, Testdauer und Testauswertung entsprachen dem beidbeinigen Test.

Messwerte:

Nach jedem Versuch wird vom Messsystem der Balance-Index ausgegeben. Dieser Wert macht eine Aussage, wie nah der Proband am Referenzpunkt bleiben konnte. Ein niedriger Wert bedeutet eine gute dynamische Haltungsstabilität, ein hoher Wert entspricht einer reduzierten Haltungsstabilität.

Tab. 7: Messwerte der dynamischen Haltungsstabilitätsmessung auf der Biodex-Plattform

| Bezeichnung der Variable | Einheit |
|--------------------------------------|---------|
| Dynamische Haltungsstabilität | |
| Balance-Index beidbeinig | Keine |
| Balance-Index einbeinig | Keine |

2.6.2.2 Schnelligkeitsdiagnostik: Talent-Diagnose-System (TDS)

Zur Erfassung von Variablen der elementaren Schnelligkeit wurde das von Werthner und Mitarbeitern entwickelte TDS-Gerät (Fa. Werthner Sport Consulting WESCO, Gmunden, Österreich) genutzt. Ursprünglich ist dieses Gerät im Rahmen der Talentsichtung mit schnelligkeits- und koordinationsorientiertem Ansatz im Leistungssport entwickelt worden. Verschiedene Testvarianten mit Erfassung von Bewegungsfrequenzen bei zyklischen Bewegungen oder Bodenkontaktzeiten, z.B. bei

Sprüngen, sind realisierbar. Die Testergebnisse ermöglichen eine Einschätzung des Zustandes des neuromuskulären Systems (Belastbarkeit).

Die Stützzeitmessung gilt dabei als eine Form der Schnelligkeitsdiagnostik. In der sportwissenschaftlichen Literatur ist diese als einfache, schnelle und ausreichend aussagefähige Messmethode zur Ermittlung der elementaren Schnelligkeit²⁴ beschrieben [196]. Einer derartigen Schnelligkeitsdiagnostik ist auch in der Rehabilitation ein Stellenwert beizumessen, insbesondere wenn es um die Nachbehandlung von Verletzungen der unteren Extremitäten geht und die Wiedererlangung der Sportfähigkeit Therapieziel ist. Die Wiederherstellung von azyklischen Zeitprogrammen (z.B. Nieder-Hoch-Sprung) - die in vielen Sportarten von Bedeutung sind - aber auch von elementaren zyklischen Programmen, die ebenfalls leistungsbestimmend sein können, scheint besonders für verletzte Sportler bedeutsam.

Messtechnik:

Das TDS besteht aus einer zweigeteilten Bodenkontaktplatte und zwei kleinen Handsensorenplatten. Diese Platten sind über das TDS-Interface mit der Software des Apple-Macintosh-Computers verbunden. Mittels der Platten ist eine Erfassung von Kontaktzeiten möglich, die im Millisekundenbereich ausgewertet werden.

Die Messgenauigkeit beträgt laut Herstellerangaben 1/ 1000 s.

Messvorgehen und Messwerte der Einzeltests

Folgende Testserie aus Tapping- und Sprungvarianten wurde durchgeführt:

- 1) Bein-Tapping sitzend
- 2) Bein-Tapping stehend
- 3) Dreisprung mit kurzem Bodenkontakt
- 4) Nieder-Hoch-Sprung beidbeinig

Für alle Tests erhielten die Probanden eine mündliche Einweisung mit einer kurzen Formulierung der Zielstellung des jeweiligen Tests. Danach demonstrierte der Untersucher den Test. Die Probanden erhielten jeweils einen Probeversuch (Sprünge) bzw. die Möglichkeit die Tappingbewegung über wenige Sekunden auszuprobieren.

²⁴ Unter den elementaren Formen der Schnelligkeit sind nach Grosser [83] die Aktions- (synonym auch reaktive Schnelligkeit), die Frequenz- und die Reaktionsschnelligkeit zu verstehen. Thienes [190] unterscheidet für die elementare Schnelligkeit zwischen zyklischer (Frequenzschnelligkeit) und azyklischer Schnelligkeit (Aktionsschnelligkeit).

Danach wurde der jeweilige Test gestartet. Die Pause zwischen den Tests betrug 2 Minuten.

1) Bein-Tapping sitzend

Ziel des Tests:

Das Testziel war die Erfassung der maximalen zyklischen kleinräumigen Schnelligkeit der Beine in vertikaler Bewegungsrichtung im Sitzen, d.h. bei zu vernachlässigender Gewichtsbelastung der Beine.

Testablauf:

Für den Test im Sitzen wurden die beiden Handplatten vor dem Hocker positioniert. Wegen der höheren Sensitivität der Handplatten für die Erfassung der Kontakte ist die Verwendung dieser für den Test vom Hersteller vorgeschrieben.

In der Ausgangsposition saß der Proband auf der vorderen Hälfte des Hockers, so dass der Winkel zwischen Ober- und Unterschenkel 90° betrug. Der Proband sollte eine aufrechte Sitzposition einnehmen und den Blick nach vorn richten. Die Hände durften unter der Hockerkante fixiert werden. Der Test erfolgte barfuß, die Plattenberührungen sollten nur mit dem Fußballen realisiert werden (Abb. 11).

Die Probanden wurden aufgefordert möglichst viele Kontakte zwischen beiden Fußballen und den Kontaktflächen herzustellen, wobei die Beine wechselseitig und maximal schnell auf und ab bewegt werden sollten. Die Messdauer für diesen Test betrug 15 Sekunden. Die Probanden hatten einen Wertungsversuch.



Abb. 11: Beintapping sitzend (TDS)

Messwerte:

Durch das Messsystem werden alle Kontakte in den vorher definierten Zeitintervallen summiert, und zwar in 3 Phasen:

- Phase 1: 0 bis 5 Sekunden
- Phase 2: 6 bis 10 Sekunden
- Phase 3: 11 bis 15 Sekunden.

Daraus berechnet die Software die *durchschnittliche Tappingfrequenz (in Kontakte/ s)* für die jeweilige Phase. Außerdem werden die durchschnittlichen *Bodenkontaktzeiten (in Millisekunden)* über die gesamte Messzeit für die linke und rechte Seite erfasst.

*2) Bein-Tapping stehend**Ziel des Tests:*

Das Testziel war die Erfassung der maximalen zyklischen kleinräumigen Schnelligkeit der Beine in vertikaler Bewegungsrichtung im Stehen, d.h. unter voller Gewichtsbelastung der Beine.

Testablauf:

In der Ausgangsstellung musste der Proband in der Mitte der Bodenkontaktplatte mit je einem Fuß auf der rechten und linken Plattenhälfte stehen. Der Test erfolgte mit Sportschuhen. Die Probanden wurden aufgefordert nach einem Startzeichen möglichst viele Kontakte zwischen Fußballen und den Kontaktflächen der Bodenplatte herzustellen. Die Beinbewegung sollte wiederum abwechselnd und nur mit geringem Abheben der Fußballen durchgeführt werden. Dabei durfte die Kontaktfläche sowie die Position in der Mitte der Platte (Trennstrich zwischen den Füßen) nicht verlassen werden. Die Position von Oberkörper und Armen war nicht vorgeschrieben, die Arme durften unterstützend mitbewegt werden.

Die Messdauer für diesen Test betrug 15 Sekunden. Die Probanden hatten einen Wertungsversuch.



Abb. 12: Beintapping stehend (TDS)

Messwerte:

Identisch zum Test im Sitzen wurden alle Kontakte in den vorher definierten Zeitintervallen erfasst, und jeweils für die 3 Phasen summiert, und zwar für:

- Phase 1: 0 bis 5 Sekunden
- Phase 2: 6 bis 10 Sekunden
- Phase 3: 11 bis 15 Sekunden.

Daraus wurde wiederum die durchschnittliche *Tappingfrequenz (in Kontakte/ s)* je Phase berechnet. Darüber hinaus konnten die durchschnittlichen *Bodenkontaktzeiten (in Millisekunden)* über die gesamte Messzeit für die linke und rechte Seite ermittelt werden.

3) Dreisprung mit kurzem Bodenkontakt

Ziel des Tests:

Mit diesem Test sollte die einbeinige Reaktivität²⁵ bei aufeinander folgenden kurzen Sprüngen (Dreisprung) erfasst werden. Die Aufgabe war hier, bei den Landungen möglichst kurze Kontakte auf der Bodenmessplatte zu realisieren.

²⁵ In der sportwissenschaftlichen Literatur wird synonym auch der Begriff „reaktive Schnelligkeit“ verwendet. Diese ist gekennzeichnet durch die Dauer des Übergangs von der exzentrischen zur konzentrischen Arbeitsweise der Muskulatur im sogenannten Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus [83], ausgedrückt in der Bodenkontaktzeit.

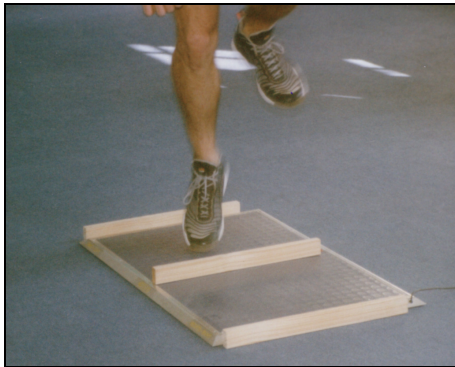


Abb. 13: Dreisprung über kleine Markierungshölzer

Testablauf:

Im Testaufbau lag die Bodenmessplatte quer vor dem Probanden, die zwei Messfelder wurden durch drei flache Markierungshölzer (4 cm hoch) begrenzt (Abb. 13). Der Proband stand einbeinig vor der Messplatte, das andere Bein wurde in leichter Beugstellung gehalten. Für den Test bekam der Proband die Aufgabe, aus dem Einbeinstand mit möglichst kurzen Bodenkontakten einbeinig, mit demselben Bein, in die zwei Messfelder zu springen und hinter der Platte beidbeinig zu landen. Die Oberkörperhaltung und der Armeinsatz waren nicht vorgeschrieben. Der Test wurde mit Sportschuhen durchgeführt.

Die Probanden hatten einen Probeversuch je Seite und für jedes Bein 3 Wertungsversuche. Begonnen wurde jeweils mit der nicht betroffenen Seite, bei den Kontrollpersonen mit der „imaginären“ nicht betroffenen Seite, die durch den zugehörigen Patienten („Zwilling“) vorgegeben war.

Messwerte:

Bei diesem Test wurde der Mittelwert der *Bodenkontaktzeiten (in Millisekunden)* aus den 3 Versuchen für den *ersten und zweiten Sprung*, und zwar getrennt für rechten und linken Fuß, erfasst.

4) Nieder-Hoch-Sprung beidbeinig

Ziel des Tests:

Mit diesem Test sollte die Reaktivität nach einem Niedersprung erfasst werden. Aufgabe des Probanden war es, einen möglichst kurzen Bodenkontakt auf der Bodenkontaktplatte zu realisieren.

Testablauf:

In der Versuchsanordnung befand sich die zweigeteilte Bodenkontaktmessplatte zwischen den dazu parallel aufgestellten Steppbrettern (Höhe 28 cm). In der Ausgangsposition stand der Proband aufrecht mit beiden Beinen auf einem Steppbrett. Unter muskulärer Vorspannung sollte sich der Proband dann, ähnlich einem Fallstart beim Sprint, langsam nach vorn „fallen“ lassen. Beim folgenden reaktiven Tiefsprung, hatte der Proband die Aufgabe, möglichst gleichzeitig mit beiden Beinen die Bodenplatte so kurz wie möglich zu berühren und anschließend beidbeinig auf dem gegenüberliegenden Podest zu landen. Bei der Landung auf der Bodenkontaktplatte mussten sich die Füße jeweils jenseits der mittleren Trennlinie befinden, so dass die Bodenkontaktzeit für den linken und rechten Fuß getrennt erfasst werden konnte. Der Test wurde mit Sportschuhen durchgeführt.

Die Probanden hatten einen Probeversuch und 3 Wertungsversuche.

Messwerte:

Bei diesem Test wurden die Mittelwerte der *Bodenkontaktzeiten* (in Millisekunden) aus 3 Versuchen, getrennt für den rechten und linken Fuß, erfasst.

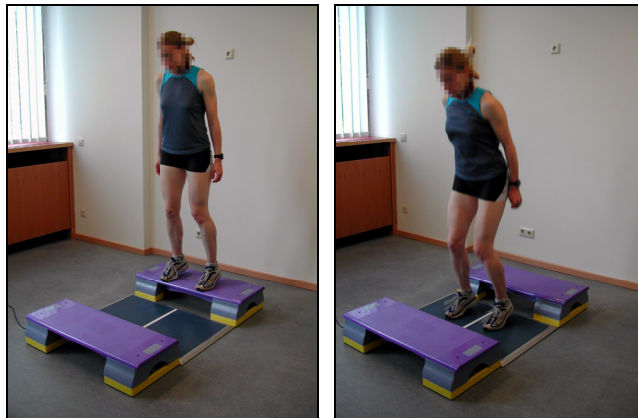


Abb. 14: Nieder-Hoch-Sprung
(Ausgangs- und Sprungposition)

2.6.3 Ergänzende Tests der Koordinations- und Schnelligkeitsdiagnostik

Zwei weitere Tests aus dem sportmotorischen Bereich ergänzten die vorangegangenen Tests mit der Biodex-Plattform und dem TDS. Sie wurden mit anderer bzw. ohne Messtechnik durchgeführt und werden deshalb im nachfolgenden Abschnitt separat behandelt.

Beim einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung wurde neben den Bodenkontaktzeiten die elektrische Aktivität (EMG) der Kniestreckmuskulatur aufgezeichnet. Der Einbeinweitsprung erfolgte ohne Hinzunahme weiterer Messtechnik. Dieser Test wurde in die Untersuchungsreihe einbezogen, weil er in der Literatur als etablierter

sportmotorischer Test gilt. Dem Einbeinsprung wird in seiner Aussagekraft ein hoher Stellenwert beigemessen, wobei in vorangegangenen Studien bereits die Korrelation zwischen subjektiver Zufriedenheit mit der Kniefunktion und Sprungweite nachgewiesen wurde [16, 142]. Fridén et al. ([73], S. 593) schreibt: „A one-leg hop test is a measure of the overall neuromuscular competence of the lower extremity“.

1) Einbeiniger Nieder-Hoch-Sprung unter EMG-Kontrolle

Ziel des Tests:

Mit diesem Test sollte die einbeinige Reaktivität nach einem Tiefsprung erfasst werden. Aufgabe des Probanden war es, bei einem einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung einen möglichst kurzen Bodenkontakt zu realisieren.

Testablauf:

Zwischen den Steppbrettern lag eine Kontaktmatte, wobei das Rechtecksignal des Bodenkontaktes direkt Online über die EMG-Software als externes Signal aufgezeichnet wurde. Gleichzeitig erfolgte die bilaterale Erfassung der elektrischen Aktivität (EMG) der vorderen Oberschenkelmuskeln.

In der Ausgangsposition stand der Proband aufrecht mit dem zu testenden Bein auf einem Steppbrett (Höhe 28 cm), das andere Bein sollte frei gehalten werden. Der Proband sollte sich dann, wie beim beidbeinigen Nieder-Hoch-Sprung, langsam nach vorn „fallen“ lassen. Bei der folgenden einbeinigen Landung nach dem Tiefsprung, hatte der Proband die Aufgabe, die Kontaktmatte so kurz wie möglich zu berühren und anschließend auf dem gegenüberliegenden Podest zu landen. Der Test wurde mit Sportschuhen durchgeführt.

Die Probanden hatten je Körperseite einen Probeversuch und 3 Wertungsversuche.

Messwerte:

Bei diesem Test wurde der Mittelwert der *Bodenkontaktzeiten (in Millisekunden)* aus 3 Versuchen für den rechten und linken Fuß bestimmt. Außerdem wurde die elektrische Aktivität (EMG) der oberflächlichen Muskelanteile des M. quadriceps (M. vastus medialis, M. vastus lateralis, M. rectus femoris) über die Zeitdauer des einbeinigen Bodenkontaktes erfasst. Nach entsprechender Signalbearbeitung²⁶ wurde aus den

²⁶ Die Methodik der Signalbearbeitung und Auswertung der EMG-Daten wird ausführlich im Kapitel 2.6.5 beschrieben.

Daten das *integrierte EMG* (= *iEMG* in $\mu V \cdot s$) und die *mittlere Amplitude* (in μV) ermittelt.

Einbeinweitsprung

Ziel des Tests:

Mit diesem Test sollte die komplexe motorische Leistungsfähigkeit des Beines überprüft werden, weil beim Einbeinsprung eine hohe Abhängigkeit zu den Kraft- und Koordinationsfähigkeiten des ausführenden Beines besteht. Der Einbeinsprung sollte möglichst weit sein.

Testablauf:

Der Proband musste in der Ausgangsposition ruhig auf einem Bein vor der Markierungslinie stehen. Er hatte die Aufgabe möglichst weit einen einbeinigen Sprung vorwärts auszuführen und auf demselben Bein zu landen. Der unterstützende Armeinsatz war erlaubt. Der Test wurde mit Sportschuhen durchgeführt.

Die Probanden hatten einen Probeversuch und für jedes Bein 3 Wertungsversuche. Begonnen wurde jeweils mit der nicht betroffenen Seite, bei den Kontrollpersonen mit der „imaginären“ nicht betroffenen Seite, die durch den Patienten vorgegeben war.

Messwerte:

Gemessen wurde die *Sprungweite* (in *m*) als Entfernung zwischen der Startlinie und dem Landepunkt der Ferse. Gewertet wurde der beste Versuch jeder Seite.

2.6.4 Isometrische und isokinetische Messung

Messtechnik:

Für die isometrischen und isokinetischen Messungen wurde das Biodex System 3 (Biodex Medical Systems Inc., Shirley - New York), ein computergesteuertes isokinetisches Test- und Trainingssystem, verwendet. Das Messsystem erfasst die muskuläre Kraftentwicklung. Es können maximale Winkelgeschwindigkeiten bis $500^\circ/s$ eingestellt werden. Zum System gehören ein Positionierungssitz, das Dynamometer und das Kontrollpaneel. Die Verstellbarkeit des Sitzes und des Dynamometers ermöglicht eine exakte Positionierung des Patienten. Die zugehörigen Gurtsysteme lassen eine sichere Fixierung des Probanden zu. Das Kontrollpaneel dient der Voreinstellung des Dynamometers sowie der Arbeitsmodi (z.B. Isokinetik, Isometrik, Konzentrik, Exzentrik).

Zum System gehört das Softwarepaket, welches auf Windows 95 basiert. Die Biodex Anwendersoftware erlaubt u.a. die Erstellung von anwenderspezifischen Testprotokollen. Die Tests erfolgen dann softwaregesteuert. Die im Test erzeugten Drehmomente werden mit einer Abtastrate von 100 Hz unter gleichzeitiger Registrierung der Gelenkwinkelstellung erfasst. Die Messdaten werden in Datenbanken auf der Festplatte abgelegt. Die Testdaten können in Form von vorgefertigten Berichten oder durch Sicherung der Datenfiles ausgewertet werden.

Die Herstellerangabe des Messwertfehlers für konzentrische Drehmomente von 1 bis 677,9 Nm (500 ft-lbs) liegt bei ± 1 % der gesamten Skala.

Allgemeiner Messablauf:

Am zweiten Untersuchungstag wurden die isometrischen und isokinetischen Messungen kombiniert mit elektromyografischer Datenerfassung (EMG) durchgeführt. Zusätzlich erfolgte die sonografische Messung der Muskeldicken der vorderen Oberschenkelmuskulatur (Kap. 2.6.5 und 2.6.6).

Dabei wurde folgendermaßen vorgegangen:

- 5 Minuten Aufwärmen auf dem Fahrradergometer
- Umfangs- und Längenmessung des Oberschenkels, Setzen der Markierungen
- Sonografische Muskeldickenmessung im aufrechten Stand
- Hautvorbereitung über den abzuleitenden Muskeln, Elektrodenfixierung, Verkabelung für EMG-Messung
- Isometrische und isokinetische Messungen

Positionierung am isokinetischen Messsystem für alle Tests:

Alle Tests erfolgten in aufrecht sitzender Position. Jede Testserie wurde jeweils mit der nicht betroffenen Seite begonnen, bei den Kontrollpersonen entsprechend mit der „imaginären“ nicht betroffenen Seite, die durch den „Zwillingspatienten“ vorgegeben war.

Das zu testende Bein wurde über einen Hebel am distalen Ende des Unterschenkels mit dem Messgerät verbunden. Durch Anpassung der Höhe und Position des Sitzes sowie der Höhe des Dynamometers wurde der Patient so positioniert, dass die gedachte Drehachse des Kniegelenkes (hinteres Drittel der lateralen Femurkondyle) mit der Drehachse des Dynamometers übereinstimmte.

Der Proband wurde des Weiteren mit dem Gurtsystem am Becken und Oberkörper (zwei gekreuzte Gurte) sowie am Oberschenkel des zu testenden Beines fixiert (Abb. 15). Damit konnten Ausweichbewegungen deutlich eingegrenzt werden. Die

Hände mussten während der Testdurchführung jeweils an den Oberkörpergurten gehalten werden.



Abb. 15: Isokinetische Messung (BIODEX-System) mit bipolarem Oberflächen-EMG der Kniestreckmuskulatur

Kalibrierung des isokinetischen Messsystems:

Vor Beginn jedes Einzeltests wurde das Gerät kalibriert. Zunächst erfolgte die Festlegung der anatomischen Referenz, die bei 90° Kniebeugung im Sitzen definiert wurde. Für alle isokinetischen Tests erfolgte zusätzlich eine Schwerkraftkorrektur, d.h. ein Messen der Gewichtskraft des Beines.

Messvorgehen und Messparameter der Einzeltests

1) Maximale isometrische Kontraktion

Ziel des Tests:

Ermittlung der willkürlich realisierbaren Maximalkraft für die Knieextension und –flexion bei isometrischer Muskelkontraktion

Messvorgehen:

Der Proband befand sich in sitzender Position, der Gerätehebel wurde bei 60° Knieflexion (nach Neutral-Null-Methode) durch das Messsystem arretiert. Nach einem Startkommando (Piep-Ton) musste der Proband mit maximaler, willkürlicher Anspannung der Quadrizepsmuskulatur gegen die fixierte Pelotte des Hebels nach oben - in Richtung Extension - drücken. Die Anspannung sollte über 3 Sekunden gehalten werden.

Dem folgte eine Pause von 60 Sekunden, wobei der Gerätehebel freigestellt wurde und der Unterschenkel durch den Untersucher zur Unterstützung der Regeneration des Muskels passiv durchbewegt wurde.

Anschließend wurde der Hebel erneut bei 60° Knieflexion durch das Messsystem arretiert. Der Proband hatte nun die Aufgabe selbigen Test zu wiederholen, jedoch sollte nun eine maximale Anspannung der ischiocruralen Muskulatur aufgebaut werden, indem gegen den Widerstand des starren Hebels nach unten - in Richtung Flexion - gedrückt wurde. Die Anspannungszeit betrug ebenfalls 3 Sekunden.

Messwerte:

Nach Sicherung der Daten-Files wurde das *mittlere Drehmoment (in Nm)* bestimmt. Diese Variable ergab sich aus dem Mittelwert in der Zeitspanne zwischen 1. und 3. Sekunde und wurde für jede Körperseite sowie für beide Bewegungsrichtungen (Extension/ Flexion) ermittelt. Die erste Sekunde wurde nicht einbezogen, da durch einen individuell verzögerten Start des Tests, die Kraftwerte in einigen Fällen noch nicht dem maximal möglichen Krafteinsatz entsprachen.

2) Isokinetische Messung bei 60°/s

Ziel des Tests:

Erfassung der isokinetischen Drehmomente der Knieextensoren und -flexoren bei konstanter Bewegungsgeschwindigkeit von 60°/s

Messvorgehen:

Nach entsprechender Positionierung, Kalibrierung und Einweisung hatte der Proband die Aufgabe, das Knie so schnell wie möglich und mit maximalem Krafteinsatz im eingestellten Bewegungsausmaß (0° bis ca. 100°) zu beugen und zu strecken. Es mussten 5 Wiederholungen ausgeführt werden.

Messwerte:

Folgende Messwerte wurden ermittelt:

- *Maximales Drehmoment* für Extension und Flexion (in Nm)
- *Gesamtarbeit* aus 5 Wiederholungen für Extension und Flexion (in J)

3) Isokinetische Messung bei 180°/s

Ziel des Tests:

Erfassung der isokinetischen Drehmomente der Knieextensoren und -flexoren bei konstanter Bewegungsgeschwindigkeit von 180°/s.

Messvorgehen:

Nach einer Pause von 3 Minuten, in der der Gerätehebel wiederum freigestellt wurde und der Untersucher den Unterschenkel leicht auf und ab bewegte, um die Muskelregeneration zu unterstützen, wurde der zweite isokinetische Test durchgeführt. Nach einem Startkommando (Piep-Ton) musste der Proband wiederum das Knie so schnell wie möglich mit maximalem Krafteinsatz im eingestellten Bewegungsausmaß (0° bis ca. 100°) beugen und strecken. Es mussten 20 Wiederholungen ausgeführt werden.

Messwerte:

Identisch zum isokinetischen Test mit $60^\circ/\text{s}$ wurden folgende Messwerte bestimmt:

- *Maximales Drehmoment* für Extension und Flexion (*in Nm*)
- *Gesamtarbeit* aus 20 Wiederholungen für Extension und Flexion (*in J*)

2.6.5 Elektrische Aktivität (EMG) bei isometrischer und isokinetischer Drehmomentmessung

Mit der Elektromyografie kann über die Messung elektrischer Muskelpotentiale die Aktivität eines Muskels oder einer Muskelgruppe bestimmt werden.

Messtechnik: Elektroden

Zur Ableitung der geringen elektrischen Spannung (im Bereich von $1/1000$ Millivolt) wurden Oberflächenelektroden, und zwar die Einmal-Klebe-Elektroden „Blue-Sensor“ der Firma MEDICOTEST (Rugmarken, Dänemark), verwendet. Die Elektroden hatten einen Durchmesser von 32 mm und wurden paarweise in einem Abstand von 5 mm (Abstand der Mittelpunkte der Elektroden 20 mm) zueinander auf die Haut geklebt.

Messtechnik: Gerätesystem EMG

Die Messungen zur Erfassung der elektrischen Muskelaktivität wurden mit einem 8-Kanal-EMG-Gerät (BioTel 88) der Fa. Gloner durchgeführt. Zusätzlich zu den 8-EMG-Kanälen können 8 weitere Kanäle für ergänzende Parametererfassungen wie Winkelgeschwindigkeiten, Kraft, Druck und Herzfrequenz genutzt werden. Zum Gerätesystem gehören die Elektrodenbox, Verstärker und Sender, Empfänger, die A/D-Karte sowie ein PC. Die Samplingrate betrug 500 Hz.

Die Datenaufnahme, weitere Datenbearbeitung und -auswertung wurde mit der Software „MyoResearch 98“ der Fa. Noraxon vorgenommen.

Messvorgehen:

Bevor die Elektroden am Oberschenkel angebracht werden konnten, war zur Verbesserung der Ableitbedingungen und Reduzierung von Messfehlern notwendig, die Haut oberhalb des Muskels sorgfältig vorzubereiten. Dazu mussten die Hauthaare und Hautschuppen entfernt und fettige Hautrückstände mit einer alkoholischen Lösung abgerieben werden. Anschließend konnten die Elektroden auf der Mitte des Muskelbauches platziert werden (Abb. 16). Die optische Lokalisation des Punktes durch den Untersucher erfolgte, indem der Proband aufgefordert wurde, den Quadriceps jeweils kurz anzuspannen.

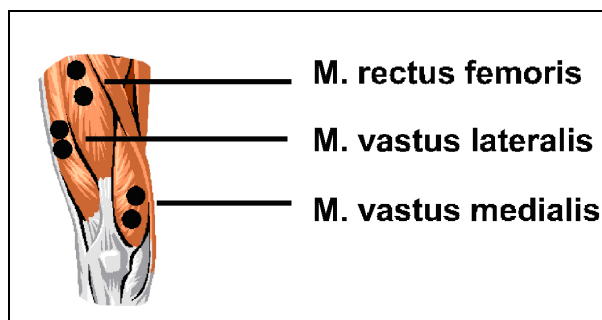


Abb. 16: Platzierung der Oberflächen-elektroden für die EMG-Messung am Oberschenkel ([130], modifiziert)

Die elektrische Aktivität folgender Muskeln wurde auf beiden Körperseiten abgeleitet:

- M. rectus femoris
- M. vastus medialis
- M. vastus lateralis.

Die Oberflächenelektroden wurden danach an die Elektrodenkabel angeschlossen und mit der Elektrodenbox verbunden. Diese wurde an die Verstärker- und Sendebox angeschlossen. Die Daten der Messungen wurden telemetrisch zum Empfänger übertragen, die Datenaufzeichnung erfolgte über die systemeigene Software am Notebook.

Die EMG-Messungen erfolgten synchron zu den bereits oben beschriebenen isometrischen und isokinetischen Messungen, wobei ausschließlich die elektrische Aktivität der o.g. Muskeln bei Knieextension erfasst wurde.

Messauswertung und Messwerte:

Das Roh-EMG wurde nach einer visuellen Begutachtung und einer Elimination von Artefakten gleichgerichtet. Für die isokinetischen Tests erfolgte zusätzlich eine Glättung (Moving Average 25).

Aus den bearbeiteten Daten wurden das *integrierte EMG (iEMG)* und die *mittlere Amplitude* ermittelt. Das integrierte EMG gilt als Maß der elektrischen Gesamtaktivität

des Muskels während der Kontraktion. Die mittlere Amplitude widerspiegelt die durchschnittliche elektrische Aktivität des abgeleiteten Muskels über einen Bewegungszyklus.

Tab. 8: Überblick über die Messwerte der EMG-Messungen bei isometrischer und isokinetischer Muskelkontraktion

| Messwerte | Einheit | Bemerkungen |
|---|------------------------------|---------------------------------|
| MVC (maximale isometrische Kontraktion über 3 s) | | |
| iEMG | $\mu\text{V} \cdot \text{s}$ | für Zeitabschnitt 1.-3. Sekunde |
| mittlere Amplitude (mA) | μV | für Zeitabschnitt 1.-3. Sekunde |
| Isokinetik 60°/s (5 Wiederholungen) | | |
| iEMG | $\mu\text{V} \cdot \text{s}$ | für 2.-5. WH |
| mittlere Amplitude (mA) | μV | für 2.-5. WH |
| Isokinetik 180°/s (20 Wiederholungen) | | |
| iEMG | $\mu\text{V} \cdot \text{s}$ | für 2.-20. WH |
| mittlere Amplitude (mA) | μV | für 2.-20. WH |

2.6.6 Sonografische Muskeldickenmessung

Messtechnik:

Für die Ultraschalldiagnostik der Oberschenkelmuskulatur (Muskeldickenmessung) wurde der Ultraschall-Scanner Modell CS 9100 OCULUS (PICKER International GmbH, Espelkamp) mit einem 7,5-MHz-Linearschallkopf verwendet.

Messvorgehen:

Zur Vorbereitung wurde zunächst im Liegen die Oberschenkellänge, als Abstand zwischen dem Trochanter major und dem lateralen Gelenkspalt des Kniegelenkes, ermittelt. Danach wurden 3 Markierungen am Oberschenkel angebracht, und zwar bei 30 %, 50 % und 70 % der gesamten Oberschenkellänge, ausgehend vom Kniegelenksspalt.

Die anschließende Aufzeichnung der Ultraschallbilder erfolgte am aufrecht stehenden Probanden. Nach dem Aufbringen von Ultraschall Kontakt-Gel wurde der Schallkopf auf den definierten Abschnitten des Oberschenkelmuskels senkrecht zur Oberfläche ausgerichtet, das erzeugte Bild (Horizontalschnitt) wurde mit der FREEZE-Funktion temporär festgehalten und bei Eignung Online auf dem angeschlossenen PC unter dem Programm „Main Actor for Windows“ gespeichert.

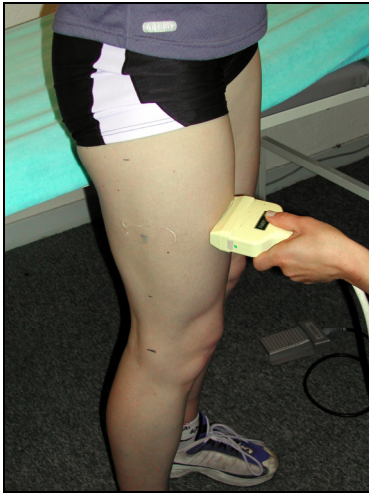


Abb. 17: Sonografische Messung der Muskeldicke der Oberschenkelmuskulatur (von ventral, bei 50% der Oberschenkellänge)

Messauswertung und Messwerte:

Die als jpeg-Datei gespeicherten Bilder wurden in das Programm Scion Image Beta 4.0.2 importiert. Die Faszien bzw. Grenzen des Knochens wurden bestimmt. Durch einfache Streckenvermessung zwischen den sichtbaren Faszien eines Muskels wurde der Abstand zwischen den Faszien bzw. zwischen Faszie und Knochengrenze ermittelt. Dieses Längenmaß in *Millimeter* entspricht der *Muskeldicke*.

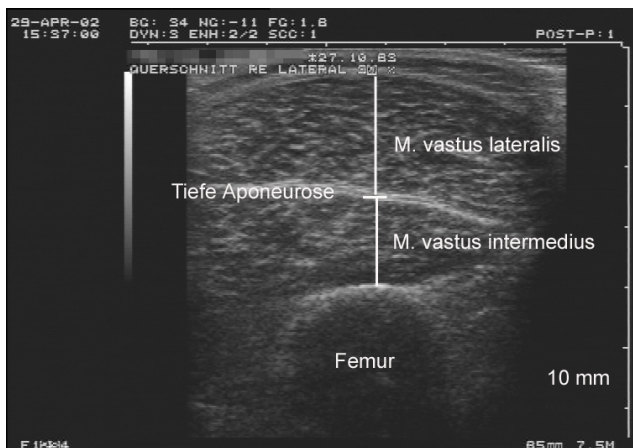


Abb. 18: Sonografischer Horizontalschnitt von lateral (über 30 % der Oberschenkellänge) zur Darstellung des M. vastus intermedius und des M. vastus lateralis

2.7 Statistische Datenanalyse

Die statistische Datenanalyse aller erhobenen Werte erfolgte mit dem Computerprogramm „Statistica“ für Windows, Kernel-Version 5.5 (Fa. StatSoft, Tulsa, USA, Inc. 1999).

In einem ersten Schritt wurden die vorliegenden Datensätze auf Normalverteilung überprüft. Dazu wurde der Shapiro-Wilks W-Test angewendet. War das Ergebnis signifikant, musste die Hypothese, dass die jeweilige Verteilung eine Normalverteilung ist, zurückgewiesen werden.

Da für mehr als ein Drittel (36,6 %) der Variablen (von $n = 213$) nach dem W-Test keine Normalverteilung der Werte vorlag, wurde in der deskriptiven Statistik als Lokalisationsparameter der Median und als Dispersionsparameter das 1. (25 %) und 3. Quartil (75 %) für die weitere Auswertung herangezogen.

Für die analytische Statistik, d.h. für die Überprüfung der Signifikanz von Medianunterschieden, von Häufigkeitsverteilungen und Korrelations- und Regressionskoeffizienten, wurden wegen der fehlenden Normalverteilung nichtparametrische Testverfahren eingesetzt. Gepaarte Stichproben, wie z.B. der Vergleich von rechter und linker Körperseite bzw. operierter und gesunder Seite erfolgte mit dem Wilcoxon-Test. Der Vergleich zweier unabhängiger Gruppen wurde mit dem Mann-Whitney U-Test durchgeführt.

Die statistische Untersuchung auf Seitenunterschiede erfolgte sowohl für die Patienten- als auch für die Kontrollgruppe mit dem Wilcoxon-Test. In der Kontrollgruppe lag für die 100 paarigen Variablen (Messwert für rechte und linke Körperseite) zu 97,0 % kein signifikantes Ergebnis vor, so dass es gerechtfertigt erschien, für die paarigen Variablen einen Referenzwert als Mittelwert aus linkem und rechtem Messwert zu berechnen²⁷. Dieser Referenzwert wurde beim Mann-Whitney U-Test genutzt. Mit diesem Testverfahren erfolgte eine Überprüfung auf Unterschiede zwischen dem operierten bzw. gesunden Bein der Patientengruppe und dem Referenzwert der Kontrollgruppe.

Aus den Messungen im Bereich der Schnelligkeitsdiagnostik lagen aus zwei Tests (Tapping sitzend und stehend) jeweils Datenreihen aus 3 Messwerten in zeitlicher Folge vor. Die statistische Überprüfung erfolgte hierbei mit dem Friedman-Test. Der Friedman-Test dient dem Vergleich von mehr als zwei abhängigen Stichproben, wobei keine Normalverteilung erfüllt sein muss. Damit kann getestet werden, ob es innerhalb der Datenreihe zu einem signifikanten Anstieg oder Abfall der Messwerte kommt. Die Datensätze der Ganganalyse, die z.T. ebenfalls im zeitlichen Verlauf vorlagen, wurden gleichfalls mit dem Friedman-Test geprüft.

Des Weiteren erfolgte eine Überprüfung von Zusammenhangshypothesen unter Anwendung des Spearmans R-Tests für nichtparametrische Korrelationen. Die Korrelation ist ein Maß für den Zusammenhang zwischen zwei oder mehreren Variablen. Spearmans R setzt voraus, dass die betrachteten Variablen mindestens ordinalskaliert sind, d.h. dass die Beobachtungen jeder Variablen in eine Rangfolge

²⁷ Die ausführliche methodische Begründung und die Ergebnisse der statistischen Überprüfung für die Messwerte der Kontrollgruppe sind dem Anhang B zu entnehmen.

gebracht werden können. Diese Voraussetzung war bei der vorliegenden Datenlage gegeben. Fast alle Datensätze waren intervallskaliert und nur wenige ordinalskaliert.

Das für jede Korrelation ausgegebene Signifikanzniveau macht eine Aussage über die Zuverlässigkeit der Korrelation. Der berechnete Korrelationskoeffizient r , als Maß für die Art des Zusammenhangs, kann dabei zwischen $-1,00$ (negative Korrelation) und $+1,00$ (positive Korrelation) liegen. Ein Wert von $0,00$ bedeutet eine fehlende Korrelation (Unkorreliertheit).

Wenn der Korrelationskoeffizient quadriert wird, erhält man das Bestimmtheitsmaß (R^2), den Anteil an gemeinsamer Streuung (d.h. die „Stärke“ des Zusammenhangs) in beiden Variablen. Um die Korrelation zwischen Variablen zu bewerten, ist die Kenntnis dieser „Stärke“ und auch die der Signifikanz der Korrelation wichtig.

Um das gleichzeitige Zusammenwirken von mehr als zwei Variablen zu untersuchen, wurden weitergehend multivariate Analysemethoden (Multiple Regression) angewendet. Die Regressionsanalyse ist ein statistisches Verfahren mit Zielvariable. Hiermit sollte die Beziehung einer abhängigen Variable von mehreren unabhängigen Variablen untersucht werden. Angewendet wurde dieses statistische Verfahren explizit für die Messdaten der Kraftdiagnostik (Drehmomentmessung). Aus den vorhandenen Daten der Muskeldicken und den Messdaten der elektrischen Aktivität sollten durch die Regressionsanalyse nach und nach Variablen eliminiert werden (schrittweises Vorgehen rückwärts), die keinen oder nur wenig Einfluss auf das Drehmoment (= Zielvariable) haben. Man erhält ein Modell, welches n Variablen beinhaltet. Das Bestimmtheitsmaß B erlaubt die Beurteilung der unabhängigen Variablen hinsichtlich der Stärke ihres Einflusses auf die Zielvariable.

Als Signifikanzniveau wurde für alle Tests $p < 0,05$ festgelegt. Für alle statistisch nachgewiesenen Signifikanzen erfolgte eine Diskussion hinsichtlich ihrer klinischen Relevanz.

3 Ergebnisse

Im nachfolgenden Abschnitt werden die Ergebnisse, gegliedert nach den einzelnen Untersuchungsverfahren, dargestellt. Im Mittelpunkt stehen die Ergebnisse der Patientengruppe. Vergleichend dazu erfolgt die Vorstellung der Messwerte der Kontrollgruppe²⁸.

3.1 Fragebogen

3.1.1 Postoperative Beschwerde- und Verletzungsanamnese

Nach der VKB-Plastik war in 5 Fällen (von n = 23) ein weiterer operativer Eingriff notwendig, wobei es sich nur bei einem Patienten um einen Eingriff infolge eines erneuten Traumas handelte. Dabei wurde eine Teilresektion am Innenmeniskus vorgenommen. Bei den anderen 4 Patienten wurden Arthroskopien auf Grund persistierender Beschwerden durchgeführt. Diese Revisionseingriffe erfolgten zwischen 4 und 17 Monaten nach der VKB-Plastik.

Tab. 9: Ursachen und Art der Revisionsarthroskopien nach der VKB-Plastik, n = 23

| | Grund | Operative Diagnose/ Maßnahme | Zeit nach VKB-Plastik |
|---|------------------------|---|------------------------------|
| 1 | Bewegungseinschränkung | Cyclops-Entfernung | 6 Monate |
| 2 | Bewegungseinschränkung | Bridenlösung | 9 Monate |
| 3 | Kniekehlschmerz | Débridement | 4 Monate |
| 4 | Spontantrauma | Außenmeniskusteilresektion | 11 Monate |
| 5 | Knieschmerz | Innenmeniskusteilresektion, Knorpelglättung | 17 Monate |

Zu weiteren Verletzungen bzw. Begleiterkrankungen kam es bei 3 Patienten. Neben dem bereits genannten Spontantrauma (11 Monate p.o.) wurde in einem weiteren Fall anamnestisch eine Kniegelenksdistorsion nach einem Sturz beim Wandern (25 Monate p.o.) angegeben. Ein Patient beklagte im 11. Monat p.o. ein akutes Patellaspitzensyndrom nach dem Handballtraining.

Weitere therapeutische Behandlungen nahmen neben den operierten Patienten 2 weitere Patienten wahr, wobei persistierende oder erneute Beschwerden, Funktionseinschränkungen bzw. die Notwendigkeit eines muskulären Aufbautrainings als Gründe angegeben wurden.

²⁸ Eine methodische Begründung für die erstellten Referenzwerte der Kontrollgruppe ist im Anhang A aufgeführt.

3.1.2 Sportliche Aktivität vor und nach der VKB-Verletzung

Mit Ausnahme von einer Patientin²⁹ waren alle Studienteilnehmer vor der Verletzung sportlich aktiv und dabei fast alle in mehreren Sportarten. Hinsichtlich des Risikos eines Pivoting-shifts des Kniegelenkes trainierten vor der VKB-Verletzung 14 Patienten (63,6 %) in Sportarten mit hohem Risiko (modifizierte Sportartenklassifikation nach Fink [63]). Von den sportlich Aktiven waren 6 Patienten Wettkampfsportler, 13 Freizeitsportler und 3 Gelegenheits-/ Wochenendsportler³⁰.

Nach der Operation nahmen immerhin 21 der 22 vorher Sportaktiven wieder eine regelmäßige oder gelegentliche sportliche Aktivität auf, d.h. nur eine Patientin geht nach der VKB-OP gar keinem sportlichen Training mehr nach. Aber nur noch 2 Patienten sind im Wettkampfsport aktiv. Der Anteil an Patienten, die nur noch Gelegenheits-/ Wochenendsport betreiben, ist von 3 auf 8 gestiegen (Tab. 10).

Tab. 10: Aktivitätsniveau des sportlichen Trainings vor und nach der VKB-Plastik, n = 22

| | <i>Vor der Verletzung</i> | <i>Nach der VKB-Plastik</i> |
|--------------------------|----------------------------------|------------------------------------|
| Kein Sport | 0 | 1 |
| Gelegenheitssport | 3 | 8 |
| Freizeitsport | 13 | 11 |
| Wettkampfsport | 6 | 2 |

12 Patienten (54,5 %) nahmen den Sport in der gleichen Sportart wieder auf. Davon trainierten noch 8 Patienten mit der Intensität wie vor der Verletzung. Das bedeutet, dass bei Berücksichtigung aller vor der Verletzung Sportaktiven, nur 36,4 % der Patienten nach der VKB-Verletzung den gleichen Sport mit gleicher Trainings- und Wettkampfsintensität wieder aufnahmen.

Bei der Frage nach Gründen, warum nicht die gleiche Sportart wieder betrieben wurde, nannten 7 Patienten (77,8 %) „kniebedingte“ Ursachen. Neben einem verbliebenen Instabilitätsgefühl (2 x) wurden Schmerzen (2 x), eine weitere Verletzung (1 x) und in 2 Fällen Angst vor Wiederverletzung durch das Risiko der Sportart (Sportsportart) als Gründe angegeben. Nur 2 Patienten begründeten mit mangelnder Lust bzw. „Faulheit“.

²⁹ Diese Patientin wird aus der Betrachtung der sportlichen Aktivität nachfolgend ausgeschlossen, d.h. die deskriptive Daten und Berechnungen beziehen sich auf n = 22.

³⁰ Modifiziert nach Fink et al. [63]: Wettkampfsport > 3 TE [= Trainingseinheiten] / Woche, Teilnahme an Wettkämpfen/ Spielen, Freizeitsport = 1 - 3 TE/ Woche, Wochenend- / Gelegenheitssport = 1 - 3 TE/ Monat

Bei Betrachtung der Frage nach dem Sportartenwechsel, gaben immerhin 10 Patienten (37,9 %) an, einen solchen nach der Verletzung und Operation vorgenommen zu haben³¹.

Hinsichtlich der Klassifizierung der betriebenen Sportarten bezüglich ihres Risikos eines Pivot-shift-Phänomens des Kniegelenkes ergibt sich auf Grund des Sportartenwechsels nach der VKB-Verletzung ein etwas verändertes Bild. In den High-Risk-Pivoting-Sportarten zeigte sich für unser Patientenkollektiv zum Untersuchungszeitpunkt ein Rückgang der Zahl von Patienten, die in diesen Sportarten weiter aktiv waren. Während vor der Verletzung noch 14 Patienten (63,6 %) in einer solchen Sportart trainierten, waren es nach der Operation nur noch 9 (40,9 %). Der Anteil derjenigen Patienten, die gar keinem Sport mehr nachgehen bzw. Sport mit keinem Risikopotenzial für das Kniegelenk betrieben, ist hingegen postoperativ von 18,2 % (n = 4) auf 40,9 % (n = 9) gestiegen. Für die Sportarten mit geringem Risiko eines Pivoting-shifts gab es hingegen keine Veränderungen (Tab. 11).

Tab. 11: Sportartenklassifikation hinsichtlich ihres Risikos eines Pivoting-shifts des Kniegelenkes vor und nach der VKB-Verletzung, n = 22

| Sportartenklasse | Vor der Verletzung [% der Fälle] | Nach der VKB-Plastik [% der Fälle] |
|---------------------------------|--|--|
| Kein regelmäßiger Sport | 0 | 3 [13,6 %] |
| Non-Risk Pivoting-shift | 4 [18,2 %] | 6 [27,3 %] |
| Low-Risk Pivoting-shift | 4 [18,2 %] | 4 [18,2 %] |
| High-Risk Pivoting-shift | 14 [63,6 %] | 9 [40,9 %] |

Hinsichtlich des Trainingsumfanges liegen im Vergleich vor und nach der Verletzung (4 Jahre p.o.) offensichtlich kaum Veränderungen vor. Der mittlere Trainingsumfang verringerte sich geringfügig von 4,8 (Q_U - Q_O: 3,0 - 6,0) auf 4,5 Stunden/ Woche (Q_U - Q_O: 3,0 - 7,0).

Im Zusammenhang mit dem sportlichen Training nutzte nur ein Patient regelmäßig und 2 weitere Patienten gelegentlich eine kniestabilisierende Bandage. Von diesen Patienten wurde ein verbessertes Sicherheitsgefühl durch die Bandage als Grund angegeben. Die Bandagennutzung wurde in keinem Fall mit einer vorhandenen Restinstabilität im Kniegelenk begründet.

³¹ Unter diesen 11 Patienten ist auch die Patientin berücksichtigt, die nach der VKB-OP gar keiner sportlichen Aktivität mehr nachgeht. Nicht registriert wurde bei dieser Frage die Patientin, die vor und nach der OP keinen Sport betrieb.

3.2 Scores

3.2.1 Lysholm-Score

Der Median des Lysholm-Scores lag für unsere Patientengruppe ($n = 23$; 4 Jahre p.o.) bei 93,0 Punkten ($Q_U - Q_O$: 83 - 96). Dieser Wert kann anhand des Bewertungsschemas des Lysholm-Scores als „gut“ beurteilt werden. Bei differenzierter Betrachtung der Häufigkeitsverteilung wird jedoch deutlich, dass immerhin 6 Patienten (26,1 %) die Kniefunktion nur mit „befriedigend“ oder „schlecht“ bewerteten (Tab. 12).

Tab. 12: Häufigkeitsverteilung beim Lysholm-Score, $n = 23$

| <i>Punkte im Lysholm-Score</i> | <i>Häufigkeit</i> | <i>% der Fälle</i> |
|--------------------------------|-------------------|--------------------|
| 95 – 100 | 6 | 26,1 |
| 84 – 94 | 11 | 47,8 |
| 65 – 83 | 4 | 17,4 |
| < 65 | 2 | 8,6 |

Bei ergänzender Berücksichtigung der erhobenen Scores dieser Patientengruppe in der frühen postoperativen Phase ist zu erkennen, dass sich im Zeitverlauf der Wert erhöht hat. Die subjektive Zufriedenheit der Patienten ist nach Abschluss der Rehabilitation (> 3 Monate p.o.) weiter gestiegen. Bei Überprüfung mit dem Friedman-Test zeigt sich, dass der Anstieg des Scores über den Zeitverlauf signifikant ist ($p < 0,001$). Mit dem Wilcoxon-Test wurde paarweise überprüft, welche Zeitpunkte sich signifikant voneinander unterscheiden. Demnach ergaben sich allerdings nur in der frühen postoperativen Phase (6. - 12. Woche p.o.) statistisch signifikante Veränderungen ($p < 0,001$). Folglich ist die weitere Zunahme des Lysholm-Scores nach Abschluss der Rehabilitation nur als eine Tendenz anzusehen.

Tab. 13: Lysholm-Score der VKB-Patienten (Median, unteres und oberes Quartil), $n = 23$

| <i>Zeitpunkt nach VKB-OP</i> | <i>Lysholm-Score (n = 23)</i> | <i>Wilcoxon</i> | <i>Friedman ANOVA</i> |
|------------------------------|------------------------------------|----------------------------|-----------------------|
| 6 Wochen | 73,0 ($Q_U - Q_O$: 63-83) | $p < 0,001$ $p = 0,056$ | $p < 0,001$ |
| 12 Wochen | 84,0 ($Q_U - Q_O$: 79-90) | | |
| 4 Jahre | 93,0 ($Q_U - Q_O$: 83-96) | | |

3.2.2 Tegner-Aktivitätsscore

Das Tegner-Score ermöglicht den Vergleich zwischen der Aktivität vor und nach der VKB-Operation.

Unsere Patientengruppe hatte vor der Verletzung ein mittleres Aktivitätsniveau von 7 ($Q_U - Q_O$: 4 - 7). Nach der Operation wurde eine signifikante Reduzierung ($p = 0,005$) des Aktivitätsniveaus auf 5 ($Q_U - Q_O$: 4 - 7) registriert. In der Interpretation des Tegner-Scores sind die Studienteilnehmer demnach überwiegend im Freizeitsport aktiv.

Wie bereits aus den Angaben im Fragebogen ersichtlich wurde (Kapitel 3.1.2) veränderten die Patienten postoperativ ihre sportliche Aktivität bezogen auf Sportart und Intensität der Sportausübung. Dies widerspiegelt sich auch im Tegner-Score. In der Häufigkeitsverteilung auf den verschiedenen Aktivitätslevels zeigte sich postoperativ, dass insbesondere im höheren Skalenbereich (7 und mehr) der Anteil von Patienten gesunken ist. Auf diesem Niveau sind vor allem Ballspiel-Sportarten im Freizeitsportbereich bis hin zum Wettkampfsport einzuordnen. Vor der Verletzung waren es 13 Patienten (56,5 %), die einer Aktivität auf einem Niveau von 7 oder mehr nachgingen. Nach der Operation reduzierte sich die Zahl der Patienten auf 8 (34,8 %). Ein detaillierter Vergleich der Häufigkeitsverteilung auf den einzelnen Aktivitätslevels vor und nach der Verletzung findet sich in Tabelle 14.

Tab. 14: Aktivitätsscore nach Tegner (modifizierte Form nach Wülker et al. [207]), $n = 23$

| Aktivitätslevel | Vor der Verletzung | | Nach der Operation | |
|------------------------|---------------------------|-------------|---------------------------|-------------|
| | Häufigkeit | % der Fälle | Häufigkeit | % der Fälle |
| 0 – 3 | 2 | 8,7 | 5 | 21,7 |
| 4 – 6 | 8 | 34,8 | 10 | 43,5 |
| 7 – 10 | 13 | 56,5 | 8 | 34,8 |

3.2.3 OAK-Score

Im OAK-Score wurden subjektive Angaben zur Kniefunktion und objektive Daten aus der Kniegelenksuntersuchung erfasst. Für dieses Score liegen nur die Daten derjenigen Patienten vor, die zur Untersuchung am ersten Tag erschienen sind ($n = 22$).

Der Median für das OAK-Score lag bei 91,5 Punkten, was ähnlich dem Lysholm-Score als sehr gutes Ergebnis gewertet werden kann. Die Mediane und Quartile der Subscores sind in Tabelle 15 dargestellt.

Tab. 15: OAK-Score, n = 22

| OAK-Score mit Subscores | max. Pkt. | Median ($Q_U - Q_O$) |
|----------------------------------|------------------|--|
| OAK-Score | 100 | 91,5 (86-95) |
| Anamnese | 25 | 23,0 (21-25) |
| Allg. Untersuchungsbefund | 25 | 23,0 (21-23) |
| Stabilität | 35 | 33,0 (29-34) |
| Funktionelle Tests | 15 | 13,0 (11-15) |

Bei Berücksichtigung der Häufigkeitsverteilung fallen für dieses Score 12 Patienten in die Bewertung „Sehr gut“ und 8 Patienten in die Stufe „Gut“. Nur bei 2 Patienten ergab das OAK-Score ein befriedigendes bzw. schlechtes Ergebnis (Tab. 16).

Tab. 16: Häufigkeitsverteilung beim OAK-Score, n = 22

| Punkte im OAK-Score | Häufigkeit | % der Fälle |
|----------------------------|-------------------|--------------------|
| 90 - 100 | 12 | 54,5 |
| 80 - 89 | 8 | 36,4 |
| 70 - 79 | 1 | 4,55 |
| < 70 | 1 | 4,55 |

3.2.4 KOS-Score ADL

Von den maximal 80 möglichen Punkten ergab sich für die 23 Kreuzbandpatienten im „rohen“ Score ein Gesamtergebnis von 74,0 Punkten. Die Kniefunktion für übliche Alltagsaktivitäten wird demnach als „sehr gut“ bewertet. Wird dieses Score auf 100 % gerechnet, wie vom Autor [99] vorgeschlagen, beträgt das Ergebnis 92,5 %. Dieses Ergebnis ist der Einschätzung auf der Analogskala (0 bis 100) nahezu identisch. Auf dieser Skala hatten die Kreuzbandpatienten ihre Kniefunktion im Alltag mit 95,0 % bewertet (Tab. 17).

Tab. 17: KOS-Score ADL, n = 23

| KOS-Score mit Subscores | max. Pkt. | Median ($Q_U - Q_O$) |
|---|------------------|--|
| roher Score | 80 | 74,0 (69,0-79,0) |
| Symptome | 40 | 37,0 (35,0-39,0) |
| Einschränkungen | 40 | 38,0 (35,0-39,0) |
| prozentualer Score (Score*80/ 100) | | 92,5 (85,0-98,8) |
| Analogskala ADL (0 bis 100) | | 95,0 (90,0-100,0) |

3.2.5 KOS-Score Sport

Von den 22 sportaktiven Kreuzbandpatienten wurde die Kniefunktion im Sport im Mittel mit 47,5 von maximal 55 Punkten bewertet. Die prozentuale Berechnung ergab ein Ergebnis von 86,4 %. Auch dieses Ergebnis deckt sich nahezu mit der Einschätzung auf der visuellen Analogskala, in der die Patienten die Kniefunktion im Sport mit 82,5 % beurteilt hatten (Tab. 18). Auch wenn dieses Ergebnis etwas schlechter ist als die Beurteilung der Kniefunktion im Alltag, kann dieses Resultat als „gut“ bewertet werden. Trotzdem bestehen anscheinend bei Ausübung sportlicher Aktivitäten etwas größere Einschränkungen.

Tab. 18: KOS-Score Sport, n = 22

| KOS-Score mit Subscores | max. Pkt. | Median (Q_U-Q_O) |
|---|------------------|---|
| roher Score | 55 | 47,5 (43,0-52,0) |
| Symptome | 35 | 31,5 (28,0-34,0) |
| Einschränkungen | 20 | 17,0 (14,0-19,0) |
| prozentualer Score (Score*80/ 100) | | 86,4 (78,2-94,5) |
| Analogskala ADL (0 bis 100) | | 82,5 (75,0-98,0) |

3.2.6 Korrelationen zwischen den Scores

Um den Aussagewert der verwendeten Scores besser abzuschätzen, wurde geprüft, ob Korrelationen (Spearman's R) zwischen den Scores bestehen.

Für das Lysholm-Score zeigte sich ein sehr enger Zusammenhang zum KOS-Score ADL ($r = 0,833$, $p < 0,001$) (Abb. 19) und zum KOS-Score Sport ($r = 0,747$, $p < 0,001$). Eine mittlere Korrelation bestand zum OAK-Score ($r = 0,689$, $p < 0,001$) (Abb. 20). Es konnte nur ein schwach signifikanter, geringer Zusammenhang ($r = 0,439$) zum postoperativen Aktivitätsniveau nach Tegner gefunden werden.

Für das Tegner-Score ergaben sich zum KOS-Score ADL und Sport keine signifikante Zusammenhänge und zum Lysholm-Score ein nur schwach signifikanter, geringer Zusammenhang. Eine mittlere Korrelation zeigte sich zum OAK-Score (Tab. 19).

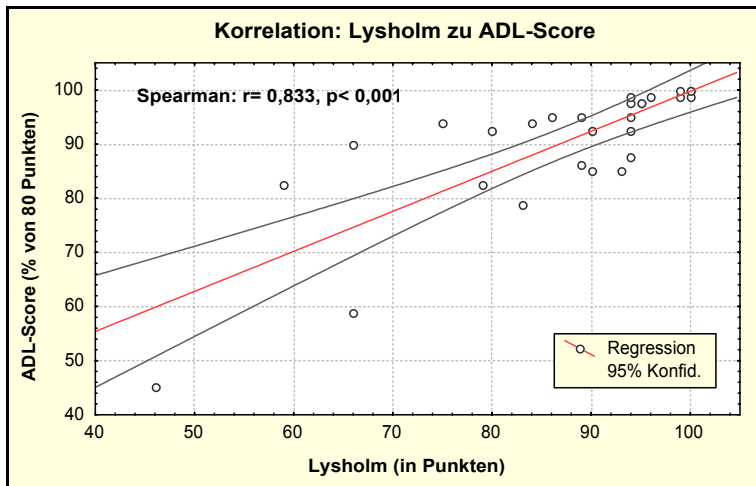


Abb. 19: Korrelation Lysholm-Score zu KOS-Score ADL

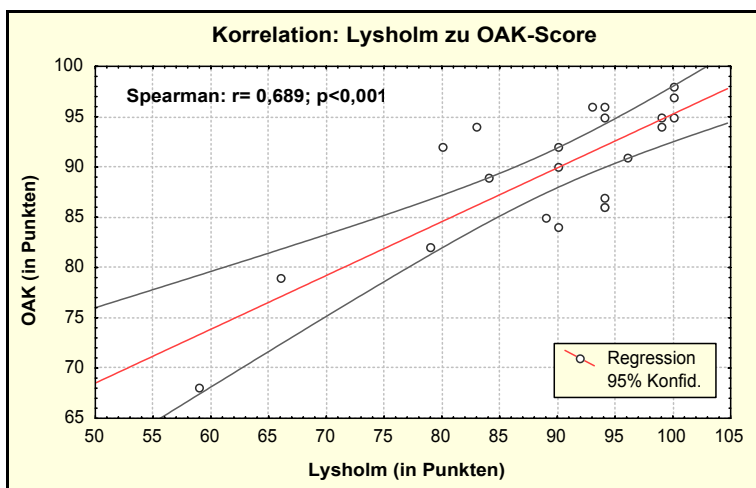


Abb. 20: Korrelation Lysholm-Score zu OAK-Score

Für das OAK-Score ergaben sich signifikante Korrelationskoeffizienten zum KOS-Score Sport, zum Lysholm- und zum Tegner-Score. Es handelt sich dabei um positive, mittlere Zusammenhänge (Tab. 19). Zum KOS-Score ADL konnte keine Beziehung nachgewiesen werden (n.s.).

Das KOS-Score ADL zeigte einen deutlich ausgeprägten Zusammenhang zum KOS-Score Sport ($r = 0,839$; $p < 0,001$) und zum Lysholm-Score ($r = 0,833$; $p < 0,001$). Zu den anderen Scores konnten keine signifikanten Zusammenhänge nachgewiesen werden.

Für den KOS-Score Sport bestanden deutliche hohe Korrelationen zum KOS-Score ADL ($r = 0,839$; $p < 0,001$) und zum Lysholm-Score ($r = 0,803$; $p < 0,001$). Eine mittlere Beziehung zeigte sich zum OAK-Score ($r = 0,585$, $p = 0,005$).

Tab. 19: Korrelationskoeffizienten und p-Niveau zwischen den Scores (signifikante Korrelationen mit grünem Hintergrund)

| | <i>KOS ADL</i> | <i>KOS Sport</i> | <i>Lysholm</i> | <i>Tegner</i> | <i>OAK</i> |
|------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| <i>KOS ADL</i> | | $r = 0,839$ $p < 0,001$ | $r = 0,833$ $p < 0,001$ | $r = 0,356$ n.s. | $r = 0,417$ n.s. |
| <i>KOS Sport</i> | $r = 0,839$ $p < 0,001$ | | $r = 0,803$ $p < 0,001$ | $r = 0,401$ n.s. | $r = 0,585$ $p = 0,005$ |
| <i>Lysholm</i> | $r = 0,833$ $p < 0,001$ | $r = 0,803$ $p < 0,001$ | | $r = 0,439$ $p = 0,036$ | $r = 0,689$ $p < 0,001$ |
| <i>Tegner</i> | $r = 0,356$ n.s. | $r = 0,401$ n.s. | $r = 0,439$ $p = 0,036$ | | $r = 0,549$ $p = 0,008$ |
| <i>OAK</i> | $r = 0,417$ n.s. | $r = 0,585$ $p = 0,005$ | $r = 0,689$ $p < 0,001$ | $r = 0,549$ $p = 0,008$ | |

3.2.7 Korrelationen von Scores zu erhobenen Messwerten

Die Überprüfung auf Zusammenhänge zwischen subjektiver Einschätzung (Scores) und ausgewählten Messwerten (Grad der Instabilität, isokinetisches Drehmoment, Einbeinsprungweite) hatte folgende Ergebnisse:

Für den Grad der Instabilität des operierten Beines (Messwert des Lachman-Testes) ergaben sich zu keinem Score signifikante Korrelationen.

Für die Muskelkraft, gemessen am maximalen Drehmoment der Knieextensoren beim isokinetischen Test mit $60^\circ/\text{s}$, wurden signifikante Korrelationen zum KOS-Score Sport, zum Tegner- und zum OAK-Score ermittelt. Davon war die Korrelation zum Tegner-Score mit $r = 0,700$ die höchste, während es sich bei den anderen nur um mittlere Korrelationen handelte (Tab. 20).

Tab. 20: Korrelationskoeffizienten und p-Niveau zwischen maximalem Drehmoment ($60^\circ/\text{s}$) der betroffenen Seite bei Knieextension zu weiteren Scores

| <i>Korrelation: Max. Drehmoment bei $60^\circ/\text{s}$ (B) zu ...</i> | <i>n</i> | <i>r</i> | <i>p-Niveau</i> |
|---|----------|----------|-----------------|
| KOS-Score ADL | 19 | 0,372 | n.s. |
| KOS-Score Sport | 18 | 0,516 | 0,028 |
| Lysholm-Score | 19 | 0,293 | n.s. |
| Tegner-Score | 19 | 0,700 | <0,001 |
| OAK-Score | 19 | 0,537 | 0,021 |

Für den sportmotorischen Test „Einbeinweitsprung“ (betroffene Seite) konnten ausnahmslos signifikante Korrelationen zu allen verwendeten Scores registriert

werden. Zum KOS-Score Sport, zum Tegner- und OAK-Score waren es mittlere Korrelationen (Tab. 21).

Tab. 21: Korrelationskoeffizienten und p-Niveau zwischen Einbeinsprungweite der betroffenen Seite zu weiteren Scores

| Korrelation: Einbeinsprungweite (B) zu ... | n | r | p-Niveau |
|---|----------|----------|-----------------|
| KOS-Score ADL | 21 | 0,470 | 0,032 |
| KOS-Score Sport | 20 | 0,500 | 0,025 |
| Lysholm-Score | 21 | 0,477 | 0,029 |
| Tegner-Score | 21 | 0,646 | 0,002 |
| OAK-Score | 21 | 0,629 | 0,002 |

3.3 Klinischer Befund

Die klinische Untersuchung der operierten und gesunden Kniegelenke der Patienten (n = 22) ergab für die meisten Befunde nur geringe oder keine Seitenunterschiede.

Das Bewegungsausmaß (Extension/ Flexion) des operierten Kniegelenkes zeigte im Gruppenmittel kaum Defizite (Tab. 23). Nur im Einzelfall wurden bemerkenswerte Bewegungseinschränkungen gefunden. So zeigte sich bei 3 Patienten ein Extensionsdefizit von 5 bis < 10° und für einen weiteren Patienten von $\geq 10^\circ$. In der Flexion ergab sich bei immerhin 4 Patienten ein Beugedefizit von 10 bis < 15° und für einen weiteren Patienten von $\geq 15^\circ$ (Tab. 22).

Tab. 22: Häufigkeitsverteilung für Defizite in der Gelenkbeweglichkeit (Extension, Flexion) der operierten Seite gegenüber der gesunden Seite, n = 22

| Extensionsdefizit (in °) | | | | Flexionsdefizit (in °) | | | |
|---------------------------------|--------------------|---------------------|-----------------------------|-------------------------------|---------------------|----------------------|-----------------------------|
| 0 bis < 3 | 3 bis <5 | 5 bis <10 | ≥ 10 | 0 bis <5 | 5 bis <10 | 10 bis <15 | ≥ 15 |
| 15 | 3 | 3 | 1 | 15 | 2 | 4 | 1 |

Hinsichtlich des Beinumfangs bestehen ebenso nahezu seitengleiche Verhältnisse (Tab. 23). In der Häufigkeitsverteilung der Seitendifferenz im Beinumfang wird ersichtlich, dass die meisten Umfangsdefizite im Bereich von 1 bis 2 cm liegen, was für die Praxis kaum von Bedeutung sein dürfte (Tab. 24).

Tab. 23: Mediane und Quartile für Bewegungsausmaß im Kniegelenk und Beinumfang des Ober- und Unterschenkels, n = 22

| | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) |
|--|---|---|
| Bewegungsausmaß Kniegelenk (in °) | | |
| Extension ³² | - 5 (-5 bis 0) | - 5 (-5 bis -3) |
| Flexion | 140 (135 - 145) | 140 (140 - 145) |
| Beinumfang (in cm) | | |
| Oberschenkel (15 cm über Gelenkspalt) | 45,3 (42,0 - 48,5) | 46,0 (43,0 - 48,0) |
| Gelenkspalt | 36,8 (35,0 - 38,5) | 36,5 (35,0 - 38,0) |
| Wade (15 cm unter Gelenkspalt) | 38,0 (35,5 - 39,0) | 38,0 (36,0 - 39,0) |

Tab. 24: Häufigkeitsverteilung für Defizite im Beinumfang des Ober- und Unterschenkels der operierten Seite gegenüber der gesunden Seite, n = 22

| Beinumfang Oberschenkel | | | Beinumfang Unterschenkel | | |
|--------------------------------|---------------|----------------|---------------------------------|---------------|----------------|
| ± 1cm | 1-2 cm | >2cm | ± 1cm | 1-2 cm | >2cm |
| 14 | 6 | 2 | 20 | 2 | - |

Für die klinischen Zeichen Erguss, Schwellung, Hyperthermie und Druckdolenz gab es nur im Einzelfall geringe Auffälligkeiten (Tab. 25).

Auffällig seitenverschieden fiel hingegen die subjektive Beurteilung des allgemeinen und tibiofemoralen Knieschmerzes aus. Für die operierte Seite gaben 13 Patienten (59,1 %) einen geringen allgemeinen Knieschmerz an, während auf der gesunden Seite nur in einem Fall ein solcher genannt wurde. Bei näherer Eingrenzung der Lokalisation des Knieschmerzes berichteten 6 Patienten (27,3 %) von einem geringen tibiofemoralen Schmerz³³ auf der operierten Seite, in einem weiteren Fall wurde dieser als mäßig angegeben. Für die gesunde Seite wurde ein Fall mit geringen tibiofemoralen Schmerzen dokumentiert. Nach retropatellaren Schmerzen befragt, gaben für die operierte Seite 6 Patienten (27,3 %), für die gesunde Seite 4 Patienten (18,2 %) geringe Schmerzen an.

Dieses Ergebnis der subjektiven Schmerzeinschätzung wurde durch den retropatellaren Schmerzprovokationstest (Zohlen-Zeichen) bestätigt. Bei 15 Patienten

³² Negative Werte bedeuten eine Extensionsfähigkeit über die Nullstellung hinaus (nach Neutral-Null-Methode).

³³ Gefragt wurde nach dem Gefühl eines „tiefen“ Gelenkschmerzes bzw. Schmerzen im Inneren des Gelenkes.

(68,2 %) konnte für das Zohlen-Zeichen ein negatives Ergebnis notiert werden. Bei 6 Patienten war dieser Test auf der operierten Seite „positiv“, in einem Fall „doppelt-positiv“. Für die gesunde Seite wurde in immerhin 5 Fällen (22,7 %) ein positives Zeichen und in einem weiteren Fall ein doppelt-positives Zeichen belegt. Beim Fründ-Zeichen, als ergänzender retropatellarer Test, konnten auf der operierten Seite bei keinem Patienten Schmerzen provoziert werden, wohl aber bei 2 Patienten auf der gesunden Seite.

Tab. 25: Ergebnisse klinischer Tests (ordinalskalierte Viererskala) für operierte und gesunde Seite, n = 22

| Manueller Test | VKB-Patienten | |
|------------------------------------|------------------------|----------------------|
| | operierte Seite | gesunde Seite |
| Erguss | | |
| keiner | 22 | 22 |
| Schwellung | | |
| keine | 19 | 22 |
| geringe | 3 | |
| Hyperthermie | | |
| keine | 22 | 22 |
| Druckdolenz | | |
| keine | 20 | 19 |
| gering | 1 | 3 |
| mäßig | 1 | |
| Allgemeiner Knieschmerz | | |
| keiner | 9 | 21 |
| gering | 13 | 1 |
| Tibiofemorale Knieschmerz | | |
| keiner | 15 | 21 |
| gering | 6 | 1 |
| mäßig | 1 | |
| Retropatellarer Knieschmerz | | |
| keiner | 16 | 18 |
| gering | 6 | 4 |
| Fründ-Zeichen | | |
| negativ | 22 | 19 |
| + | | 3 |
| Zohlen-Zeichen | | |
| negativ | 15 | 16 |
| + | 6 | 6 |
| ++ | 1 | |
| Meniskustest | | |
| negativ | 20 | 21 |
| + | 2 | 1 |

Meniskusprobleme scheinen bei unserem Patientenkollektiv eher selten zu sein. Bei nur 2 Patienten ließen sich auf der operierten Seite mit einem der Meniskusprovokationstests (Steinmann I und II, Apley, Böhler) Beschwerden auslösen, für die gesunde Seite betraf das nur einen Fall.

Auf die Frage, ob für das Kniegelenk ein Instabilitätsgefühl besteht, gaben fast $\frac{2}{3}$ der Patienten an, sich sicher und stabil zu fühlen. 3 Patienten (13,6 %) beklagten eine gehäufte und 4 weitere Patienten (18,2 %) eine gelegentliche Kniegelenksinstabilität. Vom Auftreten eines partiellen Giving-ways berichteten insgesamt 5 Patienten (22,7 %), davon bei 3 Patienten gehäuft und bei 2 Patienten eher selten. Ein vollständiges Giving-way wurde anamnestisch von keinem der Patienten beschrieben.

Die manuellen Tests zur Überprüfung der Kapsel-Band-Stabilität des Kniegelenkes bestätigen weitgehend o.g. Ergebnisse. Als „negativ“ wurden absolut stabile Kapsel-Bandverhältnisse bewertet, ein leicht vermehrtes Gelenkspiel wurde mit „einfach-positiv“ (+) beurteilt. Für den „Vorderen-Schubladen-Test“ konnten nahezu seitengleiche Stabilitätsverhältnisse diagnostiziert werden (Tab. 26). Dagegen zeigte sich beim Lachman-Test für die operierte Seite eine erhöhte Instabilität. Immerhin 5 x fand sich ein doppelt-positiver (2+) und sogar 2 x ein dreifach-positiver (3+) Befund. Dies spricht dafür, dass postoperativ eine Restinstabilität verblieben ist. Auf der gesunden Seite wurde nur in einem Fall ein doppelt-positives (2+) Ergebnis gefunden. Bei allen untersuchten Patienten bestanden stabile Bandverhältnisse für das hintere Kreuzband (hintere Schublade negativ). Auch für die mediale und laterale Bandstabilität konnte ein nahezu seitengleicher Status befundet werden (Tab. 26).

Mit dem Rolimeter-Knietester konnten zusätzlich Messwerte zur vorderen Kniestabilität erhoben werden (Tab. 27). Für den Vorderen-Schubladen-Test wurden keine Seitenunterschiede verifiziert (n.s.), die mittlere Schublade betrug für die operierte Seite 6 mm und für die kontralaterale Seite 5,7 mm. Die mittlere Seit-zu-Seit-Differenz lag nur bei 0,4 mm. Beim Lachman-Test zeigte sich jedoch eine erhöhte vordere Instabilität auf der operierten Seite ($p = 0,017$). Der Median der operierten Seite lag bei 7,2 mm, der der gesunden Seite bei 4,9 mm (Tab. 27). Die mittlere Seit-zu-Seit-Differenz ergab für den Lachman-Test 1,6 mm ($Q_U - Q_O$: 0,7 - 4,7).

Die subjektiv wahrgenommene bzw. getestete Instabilität scheint dabei keinen wesentlichen Einfluss auf das Schmerzverhalten der Patienten zu haben. Die Überprüfung auf bestehende Korrelationen erbrachte keine signifikanten Ergebnisse, d.h. instabilere Patienten beklagten nicht mehr Knieschmerzen.

Tab. 26: Ergebnisse der klinischen Untersuchung für Kapsel-Band-Stabilität (ordinalskalierte Viererskala) für operierte und gesunde Seite, n = 22

| Manueller Test | VKB-Patienten | |
|--------------------------------------|------------------------|----------------------|
| | operierte Seite | gesunde Seite |
| Anteriore Schublade | | |
| negativ | 8 | 9 |
| + | 11 | 12 |
| ++ | 2 | 1 |
| +++ | 1 | |
| Lachman | | |
| negativ | 6 | 11 |
| + | 9 | 10 |
| ++ | 5 | 1 |
| +++ | 2 | |
| Posteriore Schublade | | |
| keine | 22 | 22 |
| Mediale Seitenbandstabilität | | |
| negativ | 19 | 19 |
| + | 2 | 2 |
| ++ | 1 | 1 |
| Laterale Seitenbandstabilität | | |
| negativ | 19 | 18 |
| + | 2 | 3 |
| ++ | 1 | 1 |

Tab. 27: Messwerte für die vordere Kniebandstabilität ermittelt mit dem Rolimeter-Knietester (Fa. Aircast), n = 22

| Test | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Seit-zu-Seit Differenz Median (Q _U -Q _O) |
|-------------------------------------|---|---|-----------------------------|---|
| Vordere Schublade (in mm) | 6,0 (5,0-6,7) | 5,7 (4,3-7,0) | n.s. | 0,4 (-0,6-1,7) |
| Lachman (in mm) | 7,2 (5,3-9,7) | 4,9 (3,3-6,7) | 0,017 | 1,6 (0,7-4,7) |

3.4 Ganganalyse bei 4,5 km/ h

3.4.1 Subjektive Einschätzung der Gehfähigkeit

Im Fragebogen (vgl. Kap. 2.4) wurde auch erfasst, ob für die Patienten ein schmerz- und beschwerdefreies Gehen möglich ist. 17 Patienten (73,9 %) gaben an, ohne Einschränkungen gehen zu können. 6 Patienten erwähnten Beschwerden beim Gehen. Davon beklagte ein Patient Probleme auch bei kurzen Gehstrecken (bis 10 Min.), die anderen 5 Patienten gaben Beschwerden nur bei längeren Gehstrecken (10 bis 120 Min.) an. In den meisten Fällen handelte es sich um Beschwerden geringen Grades.

Bei der Einschätzung auf einer Schmerzskala von 1 bis 10³⁴ nannten 3 Patienten den Beschwerdegrad 2, ein Patient schätzte den Schmerzgrad zwischen 2 und 3 ein. Ein weiterer Patient hatte Gehbeschwerden von mittlerem Niveau (Grad 5). Der Patient, der bereits auf kurzen Gehstrecken Kniebeschwerden beklagte, führte ein Schmerzniveau von 7 an.

3.4.2 Kinetische Daten der Ganganalyse

Bei der kinetischen Ganganalyse konnte nur für die Abdruckphase ein geringer Unterschied zwischen operiertem und gesundem Bein verifiziert werden. Die Bodenreaktionskraft beim Abdruck ist auf der operierten Seite etwas reduziert ($p = 0,013$), wobei der Median der operierten Seite mit 112 % KG gegenüber der gesunden Seite mit 114 % KG klinisch unbedeutend geringer ist. Die Veränderung in der zeitlichen Dynamik des Abdrucks ($p = 0,039$) zeigt bei Betrachtung der Absolutzahlen ebenfalls nicht nennenswerte Seitenunterschiede (kleiner 1%). Die mittlere Abdruckzeit ist auf der operierten Seite gering verfrüht und liegt bei 75,9 % der gesamten Kontaktzeit, im Vergleich zur gesunden Seite, wo dieser Zeitwert 76,7 % beträgt.

Seitengleiche Verhältnisse lagen für den Impuls sowie für die vertikale Bodenreaktionskraft der Aufsatz- und Mittelstützphase vor. Bei Betrachtung der zeitlichen Struktur des Abrollvorganges ergaben sich für die Stützzeit wie für die zeitliche Dynamik der frühen und mittleren Stützphase ebenfalls keine Seitendifferenzen. Auch für den Parameter des Center of Pressure (COP)³⁵, der Schrittlänge, konnte keine signifikante Seitendifferenz gemessen werden.

Für alle erhobenen Bodenreaktionskraft-, Zeit- und Distanzwerte der Patientengruppe bestanden keine signifikanten Unterschiede zu den Referenzwerten der gesunden Kontrollgruppe (Tab. 28).

Zusammenfassend kann also festgestellt werden, dass 4 Jahre nach Versorgung mit einer VKB-Plastik bezüglich der kinetischen Daten des Gehens nahezu ein seitengleiches Gangverhalten vorliegt.

³⁴ 1 = keine Schmerzen ... 10 = stärkste Schmerzen

³⁵ Kraftangriffspunkt

Tab. 28: Kinetische Messwerte (Gaitway – Kistler) der Ganganalyse mit 4,5 km/ h, n = 22

| Messwert | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test | Referenz (R) | U-Test B/R |
|-------------------------------|----------------|---|---|--------|---------------------|---------------|
| | | | | B/N | | N/R |
| Vertikale Bodenreaktionskraft | | | | | | |
| Impuls | % KG * s | 53,0 (51-55) | 53,0 (52-55) | n.s. | 53,0 (51-57) | n.s. n.s. |
| Aufsatzkraft (F1) | % KG | 109,5 (106-111) | 109,5 (106-113) | n.s. | 110,5 (109-114) | n.s. n.s. |
| Mittelstützkraft (F2) | % KG | 81,5 (76,0-83,0) | 80,0 (76,0-82,0) | n.s. | 79,0 (74,5-82,0) | n.s. n.s. |
| Abdruckkraft (F3) | % KG | 112,0 (107-114) | 114,0 (108-117) | 0,013 | 109,5 (106-115) | n.s. n.s. |
| Zeitwerte | | | | | | |
| Kontaktzeit | s | 0,65 (0,63-0,67) | 0,65 (0,63-0,67) | n.s. | 0,65 (0,62-0,68) | n.s. n.s. |
| Zeit bis Aufsatz (T1) | % Kontaktzeit | 24,9 (23,6-25,9) | 24,9 (23,6-25,1) | n.s. | 24,4 (23,7-25,5) | n.s. n.s. |
| Zeit bis Mittelstütz (T2) | % Kontaktzeit | 47,9 (47,0-49,4) | 48,6 (45,5-49,3) | n.s. | 48,3 (46,4-51,6) | n.s. n.s. |
| Zeit bis Abdruck (T3) | % Kontaktzeit | 75,9 (74,5-76,8) | 76,7 (74,7-77,1) | 0,039 | 75,9 (73,9-78,1) | 0,039 n.s. |
| Kadenz | Schritte/ Min. | Beide Seiten: | 113,1 (111-119) | | 113,8 (107-119) | n.s. n.s. |
| Distanzparameter (COP) | | | | | | |
| Schrittlänge | m | 0,65 (0,63-0,66) | 0,65 (0,62-0,66) | n.s. | 0,65 (0,61-0,69) | n.s. n.s. |

KG = Körpergewicht; COP=Center of Pressure

3.4.3 Kinetische Daten der Ganganalyse im postoperativen Verlauf

Aus der eingangs erwähnten Voruntersuchung der Kreuzbandpatienten aus der frühen postoperativen Phase lagen von allen Patienten Ergebnisse von Ganganalysen vor. Nachfolgend sollen die Gangbildveränderungen im Längsschnitt unter Einbeziehung der aktuellen Untersuchungsdaten vorgestellt werden.

Für alle erhobenen Messwerte der vertikalen Bodenreaktionskraft beim Gehen sind im postoperativen Verlauf Veränderungen zu erkennen. Obwohl, wie auch den grafischen Verläufen der Abbildungen 21 bis 27 zu entnehmen ist, sich die Bodenreaktionskraft über den Untersuchungszeitraum in den einzelnen Gangphasen jeweils auf beiden Seiten ändert, konnte in der statistischen Überprüfung mit der Friedman ANOVA jeweils nur für die operierte Seite eine signifikante Veränderung nachgewiesen werden.

Für den Impuls, als Maß für die Belastung über den gesamten Stützvorgang, ist im Längsschnitt eine Zunahme auf der operierten Seite ($p = 0,009$) und eine tendenzielle Abnahme auf der gesunden Seite (n.s.) zu erkennen. Die Veränderungen von Test zu

Test sind dabei so gering, dass sich diese statistisch als nicht signifikant erwiesen. Bis zu 6 Monaten postoperativ bestand jedoch ein Unterschied zwischen operierter und gesunder Seite ($U_1 - U_5$: $p < 0,01$). Beim Vergleich mit dem vorliegenden Referenzwert muss davon ausgegangen werden, dass unmittelbar postoperativ die gesunde Seite der Patienten mehr belastet wird (höherer Impuls). Die operierte Seite wird hingegen gegenüber kniegesunden Probanden reduziert belastet (geringerer Impuls). Der Impuls beider Seiten näherte sich im Zeitverlauf dem Referenzwert an. Eine statistisch nachweisbare Differenz zum Referenzwert bestand allerdings nur für den ersten Testzeitpunkt (4. Woche p.o.) für die operierte Seite ($p = 0,002$).

Die im postoperativen Längsschnitt auftretenden Veränderungen der vertikalen Bodenreaktionskraft (F1 bis F3) ähneln denen des Impulses. Die Änderungen sind von Test zu Test eher gering, so dass sich nur für die frühe postoperative Phase dies auch statistisch belegen lässt ($p < 0,05$).

Wie aus Abb. 22 ersichtlich wird, lag für die Bodenreaktionskraft in der Aufsatzphase (F1) unmittelbar postoperativ ein reduzierter Wert für die operierte und eine erhöhte Vertikalkraft für die gesunde Seite vor. Bei der statistischen Überprüfung konnte aber nur für die operierte Seite eine signifikante Zunahme der Bodenreaktionskraft im Längsschnitt nachgewiesen werden ($p = 0,024$). Die Seitendifferenzen reduzieren sich über die Zeit und gleichen sich zunehmend dem Referenzwert an. Trotzdem lässt sich bis zu 6 Monaten postoperativ ein signifikanter Seitenunterschied aufzeigen ($U_1 - U_5$ $p < 0,01$). Bis zu 3 Monaten postoperativ ist die Vertikalkraft in der Aufsatzphase der operierten Seite auch gegenüber dem Referenzwert noch signifikant erniedrigt ($U_1 - U_4$ $p < 0,001$).

In der mittleren Stützphase war die Bodenreaktionskraft in den ersten 6 Monaten nach der OP auf der operierten gegenüber der gesunden Seite und im Vergleich zum Referenzwert etwas erhöht ($U_1 - U_5$ $p < 0,01$). Eine signifikant höhere Vertikalkraft auf der operierten Seite gegenüber dem Referenzwert lag jedoch nur zum 2. Untersuchungszeitpunkt (6 Wochen p.o.) vor ($p = 0,029$). Über den gesamten Untersuchungszeitraum von 4 Jahren ließ sich für die Bodenreaktionskraft der operierten Seite im Mittelstütz eine zunehmende Reduzierung belegen ($p = 0,002$). Die Veränderungen von Test zu Test sind dabei allerdings sehr geringgradig und statistisch nicht signifikant. Auf der gesunden Seite veränderte sich die Bodenreaktionskraft in der mittleren Stützphase kaum (n.s.).

Für die Bodenreaktionskraft der Abdruckphase der operierten Seite zeigte sich eine signifikante Zunahme ($p < 0,001$) im postoperativen Zeitintervall von 4 Jahren. Die Veränderungen der Abdruckkraft der operierten Seite sind dabei vor allem in der frühen

Phase bis zu 9 Wochen p.o. sehr auffällig ($U_1 - U_2$; $U_2 - U_3$ $p = 0,001$). Dahingegen änderte sich die Bodenreaktionskraft in der Abdruckphase auf der gesunden Seite über die gesamte Beobachtungszeit von 4 Jahren kaum (n.s.). Bei Betrachtung der Seitendifferenz zwischen operierter und gesunder Seite ließ sich über die gesamte Nachuntersuchungszeit ein signifikanter Unterschied nachweisen. Bei Auswertung der deskriptiven Statistik zeigte sich jedoch, dass diese bereits 6 Monate postoperativ sehr gering war.

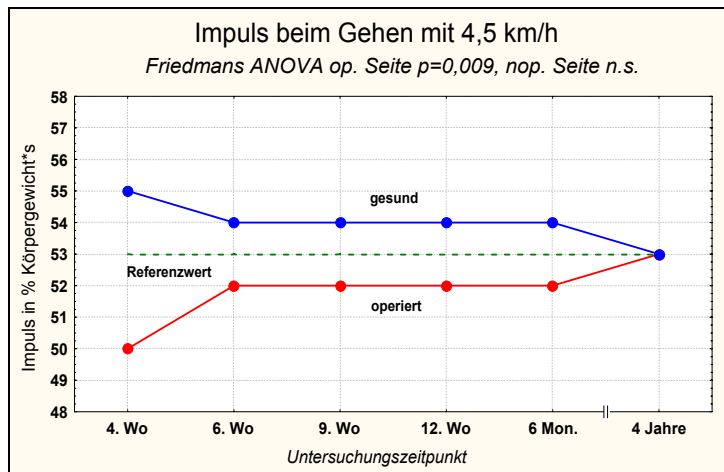


Abb. 21: Veränderung des Impulses im postoperativen Verlauf (4 Wo.-4 Jahre p.o.)

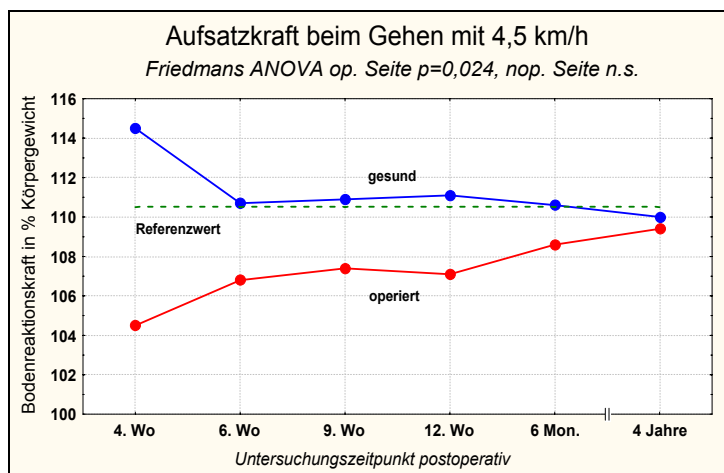


Abb. 22: Veränderung der Aufsatzkraft (F1) im Längsschnitt

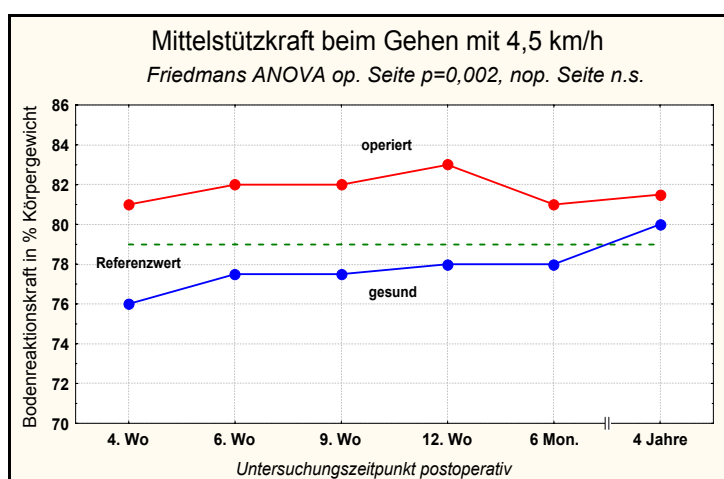


Abb. 23: Veränderung der Mittelstützkraft (F2) im Längsschnitt

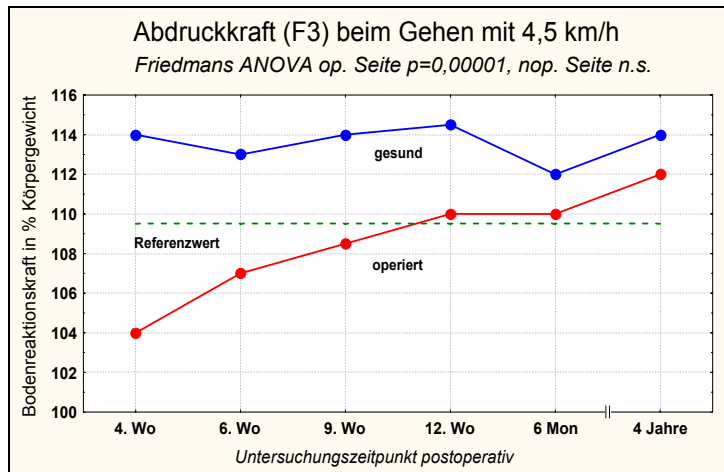


Abb. 24: Veränderung der Abdruckkraft (F3) im Längsschnitt

Für den zeitlichen Verlauf des Stützvorganges waren vor allem für die frühe und mittlere Stützphase Veränderungen im Längsschnitt nachweisbar. So zeigte sich in der Aufsatzzeit (Zeit zwischen initialem Kontakt und Lastübernahme) der operierten Seite bis zu 6 Monaten postoperativ ein gegenüber der gesunden Seite erhöhter Wert ($U_1 - U_4$ $p < 0,001$, U_5 $p < 0,05$). Dies bedeutet, dass die Lastübernahme verzögert erfolgt. Im Untersuchungszeitraum verkürzt sich zunehmend die Zeit bis zum Erreichen der Lastübernahme ($p = 0,013$) und gleicht sich dem Referenzwert an (ab 3 Monate n.s.). Die Änderungen von Testzeitpunkt zu Testzeitpunkt waren für diesen Wert im frühen postoperativen Zeitraum signifikant ($U_1 - U_2$, $U_2 - U_3$: $p < 0,01$, $U_4 - U_5$ $p < 0,05$).

Auf der gesunden Seite sind hingegen die Zeitwerte gegenüber dem Referenzwert erniedrigt, im statistischen Test erwies sich der Unterschied bis zu 9 Wochen p.o. als signifikant. Die Lastübernahme erfolgt also entsprechend in kürzerer Zeit, was auf ein „Hineinfallen“ in den Schritt der gesunden Seite deutet. Wie schon auf der operierten Seite ist die Änderung in der zeitlichen Dynamik über den Beobachtungszeitraum in der statistischen Überprüfung signifikant ($p = 0,028$). Die auffälligsten Veränderungen von Test zu Test sind wiederum im Zeitraum bis zu 9 Wochen p.o. zu finden ($U_1 - U_2$ $p = 0,001$; $U_2 - U_3$ $p = 0,009$).

Die Änderungen in der zeitlichen Dynamik der Aufsatzphase wirken sich auch auf die mittlere Stützphase aus. Auf der operierten Seite war ebenfalls eine gewisse Verzögerung bis zum Erreichen der mittleren Stützphase nachzuweisen, jedoch gilt dies nur für die frühe postoperative Zeit. Ein Seitenunterschied zwischen operierter und gesunder Seite ist nur bis zu 6 Wochen p.o. zu verifizieren (U_1 $p = 0,008$; U_2 $p = 0,042$). Über die gesamte Untersuchungszeit von 4 Jahren zeigte sich auf der operierten Seite eine zunehmende Verkürzung der Zeit bis zum Erreichen des Mittelstützes ($p < 0,001$). Auffällig ist dabei die Änderung zwischen 4. und 6. Woche postoperativ ($p = 0,001$). Tendenziell erfolgt im postoperativen Verlauf eine

Annäherung an den Referenzwert. Allerdings besteht zu keinem Zeitpunkt ein signifikanter Unterschied zwischen dem Wert der operierten Seite und dem entsprechenden Referenzwert.

Für die zeitliche Dynamik der mittleren Stützphase auf der gesunden Seite bestand nur zum ersten Testzeitpunkt ein signifikanter Unterschied zum Referenzwert ($p = 0,042$) im Sinne eines zeitlich früheren Erreichens des Mittelstützes. Diese Auffälligkeit dürfte noch aus dem „Hineinfallen“ in die frühe Stützphase resultieren. Über den gesamten Beobachtungszeitraum von 4 Jahren sind für diesen Zeitparameter auf der gesunden Seite kaum Veränderungen nachweisbar (n.s.).

Für den Zeitpunkt des Abdruckes gibt es für beide Seiten kaum Veränderungen in der vorliegenden Untersuchungszeit von 4 Jahren (n.s.). Beim Vergleich auf Unterschiede konnten lediglich in der 9. Woche p.o. und 4 Jahre p.o. geringe Seitendifferenzen nachgewiesen werden ($p < 0,05$). Der Zeitwert der operierten wie der gesunden Seite unterscheidet sich zu allen Testzeitpunkten nicht vom Referenzwert (n.s.).

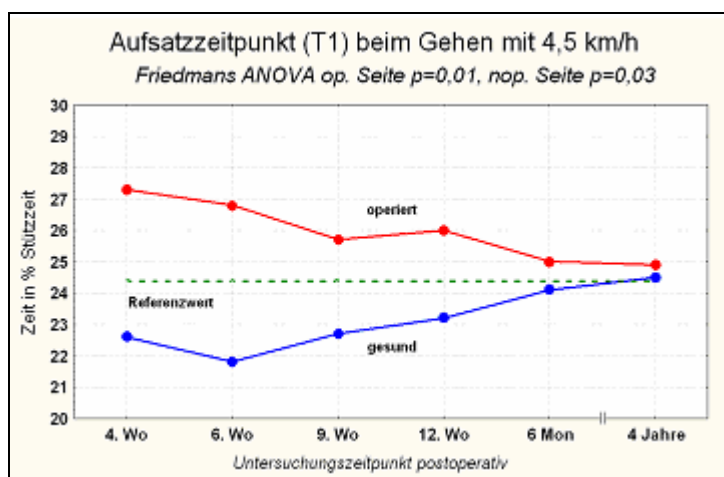


Abb. 25: Veränderung des Aufsatzzeitpunktes (T1) im Längsschnitt

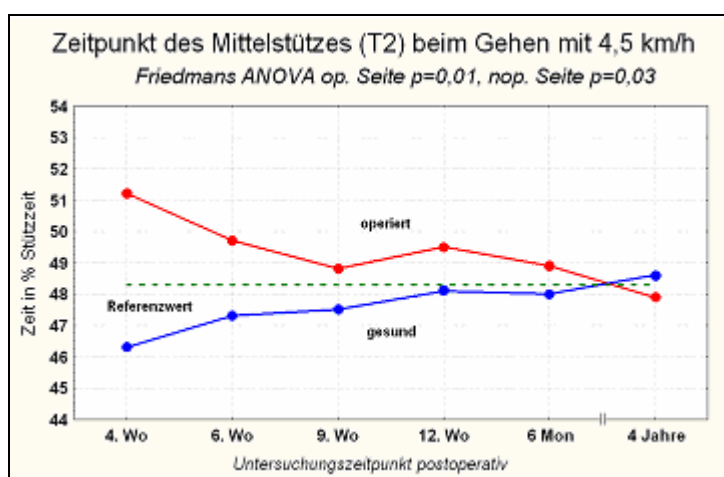


Abb. 26: Veränderung des Mittelstützzeitpunktes (T2) im Längsschnitt

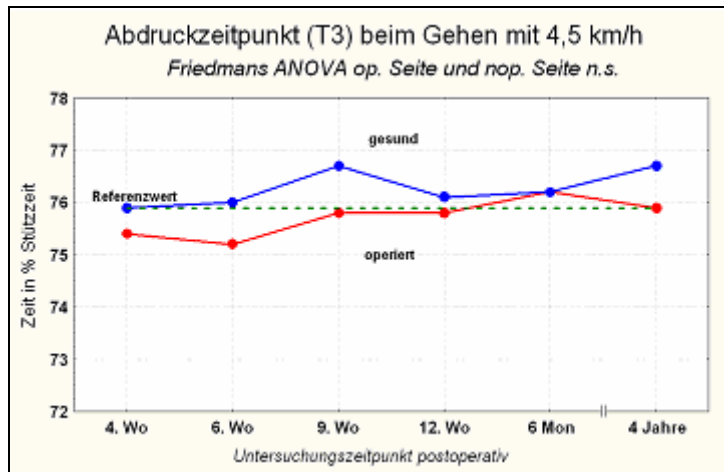


Abb. 27: Veränderung des Abdruckzeitpunktes (T3) im Längsschnitt

3.4.4 Kinematische Daten der Ganganalyse

In der videogestützten Gangbildanalyse wurde jeweils aus der sagittalen Ebene der Kniewinkelverlauf betrachtet. Von Interesse waren dabei das maximale und minimale Bewegungsausmaß des Kniegelenkes in der Stand- und Schwungphase.

Für keine der erhobenen Variablen der Kniebewegung beim Gehen lagen signifikante Seitenunterschiede vor. D.h. in der Kniestreckung am Ende der Schwungphase sowie beim Abdruck als auch in der Kniebeugung in der Phase der Lastübernahme und in der mittleren Schwungphase (= maximale Beugung) bestand ein seitengleiches Bewegungsausmaß (Tab. 29). Ferner entspricht das Gangbild hinsichtlich der erhobenen Variablen der Kniebewegung weitgehend dem Gangbild kniegesunder Probanden. Nur in der Kniestreckung zeigten sich gering signifikante Auffälligkeiten. Die Kniestreckung in der Stand- und Schwungphase ist in der Patientengruppe leicht höher. Bei Betrachtung der Mediane und Quartile ist zu erkennen, dass sich der Gruppenunterschied in einem Bereich von 1 bis 3° bewegt, was für die Praxis unbedeutend ist.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass das funktionelle Bewegungsausmaß des Kniegelenkes in der Sagittalebene (Extension/ Flexion) beim Gehen 4 Jahre nach einer VKB-Plastik keine Beeinträchtigungen mehr aufweist.

Tab. 29: Kinematische Messwerte (SIMI Motion) der Ganganalyse 4,5 km/ h, n = 22

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) Med (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Med (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) | U-Test B/R N/R |
|--------------------------|----------------|--|--|----------------------|----------------------------|-----------------------------|
| Standphase | | | | | | |
| Max. Knieflexion (LR) | Grad | 14,2 (11,7-18,6) | 14,4 (11,5-18,7) | n.s. | 16,7 (14,1-21,2) | n.s. n.s. |
| Max. Knieextension (PO) | Grad | 1,0 (0,4-3,6) | 0,6 (0,3-1,4) | n.s. | 1,8 (0,6-3,9) | n.s. 0,020 |
| Schwungphase | | | | | | |
| Max. Knieflexion (MSw) | Grad | 56,2 (54,5-59,5) | 56,1 (54,0-60,1) | n.s. | 58,4 (54,7-59,9) | n.s. n.s. |
| Max. Knieextension (TSw) | Grad | 0,8 (0,5-1,5) | 0,6 (0,4-1,0) | n.s. | 1,3 (0,7-2,8) | n.s. 0,012 |

LR= Loading Response (Lastübernahme)
PO= Push-off (Abdruck)

MSw=Mid Swing (Mittlere Schwungphase)
TSw=Terminal Swing (Ende der Schwungphase)

3.5 Laufanalyse bei 10,0 km/ h

3.5.1 Subjektive Einschätzung der Lauffähigkeit

Analog zur Auswertung der Ganganalyse sollen zunächst die Ergebnisse der Befragung vorgestellt werden. Im Fragebogen wurde erhoben, ob für die Patienten ein schmerz- und beschwerdefreies Laufen möglich ist. Nur 11 Patienten (47,8 %) gaben an, ohne Einschränkungen laufen zu können. 6 Patienten (26,1 %) beklagten Beschwerden beim Laufen, weitere 6 Patienten (26,1 %) konnten zu dieser Frage keine Angaben machen, weil sie entweder gar keinen Sport mehr betreiben oder anderen Sportarten nachgehen, die keine Laufbelastungen erfordern.

Von den 6 Patienten, die im Zusammenhang mit Laufbelastungen Beschwerden erwähnten, gaben 3 an, dass bereits bei kurzen Laufstrecken (bis 10 Minuten) Kniebeschwerden eintreten, die anderen 3 beklagten die Beschwerden erst in einem Zeitraum bis zu 30 Minuten Laufbelastung. Die Beschwerdeintensität wurde in den meisten Fällen von geringem Grad angegeben. Bei der Einschätzung auf einer Schmerzskala von 1 bis 10³⁶ nannten 2 Patienten den Beschwerdegrad 2, ein Patient gab den Schmerzgrad mit 3 an und 2 weitere Patienten schätzten den Beschwerdegrad auf einem Niveau von 4 ein. Der Patient, der bereits auf kurzen Gehstrecken deutliche Kniebeschwerden beklagte, gab auch für das Laufen ein Schmerzniveau von 7 an.

³⁶ 1 = keine Schmerzen ... 10 = stärkste Schmerzen

3.5.2 Kinetische Daten der Laufanalyse in der Ebene und bei –5 % Gefälle

Kinetische Daten beim Laufen in der Ebene

Bei einem vorgegebenen Lauftempo von 10 km/ h ergaben sich bei den gemessenen Werten der vertikalen Bodenreaktionskraft (Impuls, maximale Mittelstützkraft) keine Unterschiede zwischen operierter und gesunder Seite (n.s.). Ferner zeigten die Werte der Bodenreaktionskraft keine Auffälligkeiten zu den Referenzwerten (n.s.).

Für die Kontaktzeit und die Kadenz (Anzahl der Schritte/ Minute) konnten ebenfalls keine Seitenunterschiede sowie keine Abweichungen zur Kontrollgruppe festgestellt werden (n.s.). Tendenziell zeigte sich eine gering erhöhte Kadenz in der Patientengruppe (n.s.).

Tab. 30: Kinetische Messwerte (Gaitway - Kistler) der Laufanalyse mit 10,0 km/ h, n =18 ³⁷

| Messwert | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test | Referenz (R) | U-Test B/R |
|---------------------------------|----------------|---|---|--------|------------------------|----------------|
| | | | | B/N | | N/R |
| Vertikale Bodenreaktionskraft | | | | | | |
| Impuls | % KG * s | 37,0 (35-39) | 38,0 (36-39) | n.s. | 38,0 (37-41) | n.s. n.s. |
| Max. Mittelstütz- kraft (F1) | % KG | 234,0 (222-246) | 238,0 (224-243) | n.s. | 229,0 (220-236) | n.s. n.s. |
| Zeitwerte | | | | | | |
| Kontaktzeit | s | 0,27 (0,25-0,31) | 0,27 (0,25-0,30) | n.s. | 0,29 (0,25-0,32) | n.s. n.s. |
| Zeit bis Mittelstütz (T1) | % Kontaktzeit | 41,7 (38,8-43,1) | 41,4 (39,4-44,4) | n.s. | 45,8 (42,3-48,8) | 0,004 0,007 |
| Kadenz | Schritte/ Min. | Beide Seiten: | 160,3 (157,3-170,8) | | 156,6 (148,1-162,1) | n.s. |
| Distanzparameter (COP) | | | | | | |
| Schrittlänge | m | 0,98 (0,95-1,03) | 0,98 (0,93-1,01) | n.s. | 0,97 (0,89-1,01) | n.s. n.s. |

KG = Körpergewicht; COP=Center of Pressure

In der zeitlichen Dynamik des Abrollvorganges zeigten sich jedoch gewisse Auffälligkeiten. Die Aufsatzphase ist auf beiden Seiten in der Gruppe der VKB-Patienten gegenüber dem Referenzwert verkürzt ($p_{B/R} = 0,004$ bzw. $p_{N/R} = 0,007$), d.h. die maximale Kraftspitze wird zeitlich früher erreicht. Das bedeutet, dass die Dynamik

³⁷ 4 Patienten erreichten die vorgegebene Laufgeschwindigkeit von 10 km/ h nicht. Wegen der Geschwindigkeitsabhängigkeit der kinetischen Daten wurden deshalb nur 18 Fälle in die statistischen Auswertungen aufgenommen.

der Lastübernahme erhöht ist (steilerer Kraftanstieg). Die Daten weisen dabei einen prozentualen Gruppenunterschied von 4,1 % (Referenzwert zur operierten Seite) bzw. 4,4 % (Referenzwert zur gesunden Seite) auf, was wiederum für die Praxis eher irrelevant erscheint.

Kinetische Daten der Laufanalyse mit -5 % Gefälle

Kniegesunde (Referenzgruppe) adaptieren offensichtlich problemlos an die etwas veränderte Situation der Neigung des Untergrundes. Im Vergleich zur Laufanalyse in der Ebene sind der Impuls und die maximale vertikale Bodenreaktionskraft nahezu unverändert (n.s.). Im Vergleich mit der Patientengruppe ist die maximale Bodenreaktionskraft etwas niedriger.

Auch in der Patientengruppe konnten keine signifikanten Unterschiede bei Änderung der Neigung des Untergrundes nachgewiesen werden. Bei Betrachtung der Mediane der maximalen vertikalen Bodenreaktionskraft (F1) fiel dennoch auf, dass diese bei den VKB-Patienten gegenüber dem Laufen in der Ebene tendenziell etwas erhöht sind.

Im zeitlichen Verlauf der Stützphase ist, im Vergleich zum Laufen auf ebenem Untergrund, eine zeitlich verkürzte Landephase festzustellen, was bedeutet, dass die Landedynamik erhöht ist. Die Änderung ist sowohl für die Kontrollgruppe ($p = 0,003$) als auch für die gesunde Seite der Patienten ($p = 0,025$) signifikant. Für die operierte Seite lag keine signifikante Änderung vor (n.s.). Zusätzlich fiel in der Patientengruppe für diesen Zeitwert ein deutlich erhöhter Quartilabstand auf beiden Seiten auf, was darauf hinweist, dass die Umstellung auf die veränderte Untergrundneigung bei den Kreuzbandpatienten offenbar individuell unterschiedlich erfolgt.

Beim Seitenvergleich sind in der Patientengruppe keine signifikanten Unterschiede zu erkennen. Tendenziell ist die Landephase auf der gesunden Seite etwas verkürzt, möglicherweise durch ein kompensatorisches „Hineinfallen“ in den Schritt der gesunden Seite. Im Vergleich zum Referenzwert zeigte sich für die Kreuzbandpatienten auf beiden Seiten eine signifikant kürzere Landephase ($p_{B/R} = 0,038$; $p_{N/R} = 0,045$).

Die Kadenz ist in beiden Untersuchungsgruppen gegenüber dem Laufen in der Ebene signifikant erniedrigt ($p_{VKB} = 0,005$; $p_R = 0,004$). Es fällt, ähnlich wie beim Laufen bei 0 %, eine signifikant erhöhte Kadenz der Patienten- gegenüber der Kontrollgruppe auf ($p = 0,030$).

Tab. 31: Kinetische Messwerte (Gaitway – Kistler) der Laufanalyse bei 10,0 km/ h und – 5 % Gefälle, n = 18

| Messwert | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test | Referenz (R) | U-Test |
|---------------------------------|----------------|---|---|--------|------------------------|----------------|
| | | | | B/N | | B/R N/R |
| Vertikale Bodenreaktionskraft | | | | | | |
| Impuls | % KG * s | 38,0 (36,0-39,0) | 38,0 (37,5-39,0) | n.s. | 40,0 (38,0-41,0) | n.s. n.s. |
| Max. Mittelstütz- kraft (F1) | % KG | 238,0 (226-248) | 240,0 (221-246) | n.s. | 229,0 (216-239) | n.s. n.s. |
| Zeitwerte | | | | | | |
| Kontaktzeit | s | 0,27 (0,24-0,29) | 0,27 (0,24-0,31) | n.s. | 0,28 (0,26-0,31) | n.s. n.s. |
| Zeit bis Mittelstütz (T1) | % Kontaktzeit | 40,4 (33,0-42,9) | 38,9 (34,0-44,1) | n.s. | 42,2 (39,5-45,5) | 0,038 0,045 |
| Kadenz | Schritte/ Min. | Beide Seiten: | 157,7 (156,7-164,4) | | 150,3 (143,2-161,0) | 0,030 |
| Distanzparameter (COP) | | | | | | |
| Schrittlänge | m | 0,97 (0,93-1,02) | 0,97 (0,94-1,02) | n.s. | 0,93 (0,90-0,98) | n.s. n.s. |

KG = Körpergewicht; COP=Center of Pressure

3.5.3 Kinematische Daten der Laufanalyse in der Ebene und bei – 5% Gefälle

Kinematische Daten beim Laufen in der Ebene

Bei der Bewegungsanalyse des Laufbildes wurde wie beim Gehen der Kniwinkelverlauf aus der seitlichen Ebene betrachtet. Für keine der ermittelten Variablen konnten signifikante Unterschiede im Vergleich operierter zu gesunder Seite bzw. im Vergleich zur Kontrollgruppe verifiziert werden. Im Vergleich der Mediane fällt in der Tendenz lediglich auf, dass die Knieflexion der VKB-Patienten beidseits in der Landephase fast 4° geringer ist als bei Kniegesunden (Tab. 32).

Insgesamt kann das Bewegungsbild beim Laufen hinsichtlich der Kniebewegung, und zwar bezogen auf Flexion und Extension in der Stand- und Schwungphase, 4 Jahre nach VKB-Plastik als unauffällig beurteilt werden.

Tab. 32: Kinematische Messwerte (SIMI Motion) der Laufanalyse mit 10 km/ h, n = 18

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) | Gesund (N) | W-Test | Referenz (R) | U-Test |
|--------------------------|---------|---------------------------------------|---------------------------------------|--------|--------------|--------|
| | | Med (Q _U -Q _O) | Med (Q _U -Q _O) | B/N | | B/R |
| N/R | | | | | | |
| Standphase | | | | | | |
| Max. Knieflexion (LR) | Grad | 35,4 | 35,7 | n.s. | 39,2 | n.s. |
| | | (33,0-38,8) | (34,0-39,2) | | (35,6-40,3) | n.s. |
| Max. Knieextension (PO) | Grad | 8,0 | 7,8 | n.s. | 9,6 | n.s. |
| | | (5,2-10,1) | (5,3-10,0) | | (6,8-12,3) | n.s. |
| Schwungphase | | | | | | |
| Max. Knieflexion (MSw) | Grad | 80,8 | 77,9 | n.s. | 82,3 | n.s. |
| | | (77,1-84,9) | (73,4-87,0) | | (77,2-87,5) | n.s. |
| Max. Knieextension (TSw) | Grad | 3,6 | 3,7 | n.s. | 5,1 | n.s. |
| | | (0,9-5,7) | (1,5-5,9) | | (1,9-6,3) | n.s. |

LR= Loading Response (Lastübernahme)
PO= Push-off (Abdruck)

MSw=Mid Swing (Mittlere Schwungphase)
TSw=Terminal Swing (Ende der Schwungphase)

Kinematische Daten beim Laufen mit -5 % Gefälle

Für die Variablen des Kniewinkelverlaufes ergaben sich beim Laufen abwärts keine Unterschiede im Vergleich operierter zu gesunder Seite bzw. im Vergleich zur Kontrollgruppe (n.s.). Das bedeutet, dass offenbar auch im Bewegungsbild beim Abwärtslaufen, bezogen auf Flexion und Extension in der Stand- und Schwungphase, 4 Jahre nach VKB-Plastik keine Auffälligkeiten bestehen. Ähnlich wie beim Laufen in der Ebene lässt sich erkennen, dass die Knieflexion in der Landephase bei den Patienten etwa 4° geringer ist als bei Kniegesunden (n.s.).

Die Neigungsänderung des Untergrundes (0 % auf -5 %) hatte auf die Kinematik der Kniebewegung in der Sagittalebene folgende Wirkungen: Für Kniegesunde (Referenzwert) wurden geringe Veränderungen in der Schwungsphasenflexion gegenüber dem Laufen in der Ebene registriert. Diese ist beim Laufen abwärts weniger ausgeprägt ($p = 0,012$). Die Kniestreckung am Ende der Schwungphase (= Vorbereitung der Landung) ist etwas stärker ($p < 0,001$). Für die Standphase ergaben sich keine signifikanten Veränderungen hinsichtlich der Kniebeugung bzw. -streckung beim Vergleich Laufen in der Ebene zu Laufen mit leichtem Gefälle.

Für die Gruppe der Kreuzbandpatienten unterschied sich der Kniewinkel bei der Landung (= Knieflexion in der Standphase) beim Laufen abwärts auf beiden Seiten nicht gegenüber dem Laufen in der Ebene. Die Kniestreckung beim Abdruck (= Ende der Standphase) und am Ende der Schwungphase ist auf beiden Seiten betonter – die Unterschiede sind im statistischen Vergleich signifikant ($p_{PO-B} = 0,027$; $p_{PO-N} = 0,028$; $p_{TW-N} = 0,003$). Davon ausgenommen ist die Kniestreckung beim Abdruck auf der betroffenen Seite ($p_{TW-B} = n.s.$) – Median und Quartile deuten jedoch auch auf o.g.

Tendenz hin. Für die maximale Schwungphasenflexion ergaben sich für die operierte und gesunde Seite gering signifikante Veränderungen. Wie bei der Kontrollgruppe ist die Flexion in der Schwungphase beim Laufen abwärts weniger deutlich ausgeprägt ($p_B = 0,013$, $p_{NB} = 0,003$).

Tab. 33: Kinematische Messwerte (SIMI Motion) der Laufanalyse mit 10 km/h bei –5 % Gefälle, n = 18

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) Med (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Med (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) | U-Test B/R |
|--------------------------|---------|---|---|---------------|---------------------|---------------|
| | | | | | | N/R |
| Standphase | | | | | | |
| Max. Knieflexion (LR) | Grad | 35,7 (32,4-40,1) | 36,7 (33,9-42,7) | n.s. | 39,8 (35,6-42,6) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Max. Knieextension (PO) | Grad | 10,3 (6,9-13,5) | 10,2 (7,1-12,6) | n.s. | 12,1 (5,2-15,2) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Schwungphase | | | | | | |
| Max. Knieflexion (MSw) | Grad | 78,5 (72,0-84,7) | 74,6 (70,8-84,3) | n.s. | 80,0 (75,7-86,7) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Max. Knieextension (TSw) | Grad | 1,8 (0,9-6,4) | 1,1 (0,7-3,6) | n.s. | 2,3 (1,2-3,2) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |

LR= Loading Response (Lastübernahme)
PO= Push-off (Abdruck)

MSw=Mid Swing (Mittlere Schwungphase)
TSw=Terminal Swing (Ende der Schwungphase)

3.6 Koordinations- und Schnelligkeitsdiagnostik

3.6.1 Ein- und beidbeinige Haltungsstabilisation

Mit den Koordinationstests auf der Biodex-Plattform wurde der Balance-Index erfasst, der die Haltungsstabilität widerspiegelt. Ein niedriger Wert weist auf eine gute und ein hoher Wert auf eine defizitäre Haltungsstabilität hin.

Für die Kontrollgruppe bestand kein Seitenunterschied in der einbeinigen Haltungsstabilität. Es wurde ein mittlerer Stabilitätsindex von 2,8 (Q_U - Q_O : 2,3 - 3,6) gemessen.

Bei den Kreuzbandpatienten lag keine signifikante Differenz in der einbeinigen Standstabilität zwischen operierter und gesunder Seite vor. Die für die Patientengruppe erfassten Stabilitätsindices zeigten jedoch für beide Seiten gegenüber der Kontrollgruppe leicht erhöhte Werte (Tab. 34) auf. Jedoch ist die ausgewiesene Differenz zwischen Patienten- und Kontrollgruppe in der statistischen Überprüfung nicht signifikant.

In der beidbeinigen Haltungsstabilität konnten ebenfalls keine Unterschiede zwischen Kniegesunden und Kreuzbandpatienten ermittelt werden (n.s.), auch wenn die Kniegesunden tendenziell wiederum die besseren Werte aufwiesen.

Tab. 34: Ein- und beidbeinige Haltungsstabilität (Biodex-Plattform), n = 22

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) Med (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Med (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) | U-Test B/R N/R |
|--|---------|---|---|---------------|-------------------------|----------------------|
| Einbeinige Haltungsstabilität | | | | | | |
| Stabilitätsindex | - | 3,5 (2,2-4,2) | 3,4 (2,2-4,1) | n.s. | 2,8 (2,3-3,6) | n.s. n.s. |
| Beidbeinige Haltungsstabilität beide Seiten | | | | | | |
| Stabilitätsindex | - | 3,1 (2,3-3,8) | | n.s. | 2,8 (2,1-3,9) | n.s. |

3.6.2 Bein-Tapping sitzend und stehend

Bein-Tapping sitzend

Für die Kontrollgruppe konnte für das Bein-Tapping sitzend (erfasst in 3 Phasen) ein signifikanter, ermüdungsbedingter Frequenzabfall ($p < 0,001$) nachgewiesen werden (Tab. 35). Dabei war ein relativ gleichmäßiger Rückgang der Tappingfrequenz von Phase zu Phase festzustellen ($p_{1-2} = 0,007$; $p_{2-3} < 0,001$).

Ähnliches lässt sich auch in der Patientengruppe finden ($p < 0,001$), jedoch ist der Frequenzabfall weniger deutlich. Auffällig war in der Patientengruppe die niedrigere Auftaktfrequenz in den ersten 5 Sekunden des Tappings. Insofern ergab der Vergleich zwischen Phase 1 und 2 keine signifikante Änderung. Der Frequenzabfall ist nur zwischen Phase 2 und 3 nachweisbar ($p = 0,001$).

Allerdings konnte mittels U-Test beim Vergleich zwischen Patienten- und Kontrollgruppe hinsichtlich der Tappingfrequenz für keine der 3 Tappingphasen ein signifikanter Unterschied belegt werden.

Tab. 35: Frequenzen und Bodenkontaktzeiten beim Bein-Tapping sitzend (TDS), n = 22

| Tapping sitzend | Einheit | Patienten Med (Q _U -Q _O) | Friedman | Referenz (R) Med (Q _U -Q _O) | Friedman | U-Test |
|-----------------------|---------|--|-----------|---|-----------|--------------|
| Tappingfrequenz | | | | | | |
| Phase 1 (0 bis 5 s) | Hz | 10,1 (9,0-10,8) | p < 0,001 | 10,8 (9,7-11,7) | p < 0,001 | n.s. |
| Phase 2 (5 bis 10 s) | Hz | 10,1 (8,9-11,0) | | 10,4 (9,5-11,0) | | n.s. |
| Phase 3 (10 bis 15 s) | Hz | 9,9 (8,2-10,2) | | 9,9 (9,0-10,4) | | n.s. |
| Bodenkontaktzeiten | | Wilcoxon | | | | |
| operiert | ms | 109,0 (96-121) | n.s. | 103,0 (91-116) | | B/R: n.s. |
| gesund | ms | 105,0 (97-118) | | | | N/R: n.s. |

Für die ermittelten Bodenkontaktzeiten bestanden beim Tapping sitzend weder Seitenunterschiede zwischen operierter und gesunder Seite, noch konnte eine signifikante Differenz zu den Referenzwerten gefunden werden.

Bein-Tapping stehend

Den ermüdungsbedingten Abfall der Tappingfrequenz betreffend, zeigte sich beim Bein-Tapping stehend ein ähnliches Bild wie beim Test im Sitzen. Für die Kontrollgruppe lag ein gleichmäßiger Frequenzabfall über die gesamte Tappingzeit vor ($p < 0,001$, phasenbezogen: $p_{1-2} = 0,004$, $p_{2-3} < 0,001$).

Zwar konnte für die Patientengruppe auch der Frequenzabfall über die Zeit nachgewiesen werden ($p < 0,001$). Doch ist, genau wie beim Test im Sitzen, wegen der durchschnittlich niedrigeren Tappingfrequenz zu Beginn, der Abfall zwischen Tappingphase 1 und 2 nicht signifikant. Ein deutlicher Frequenzabfall zeigte sich dann erst in der letzten Tappingphase ($p_{2-3} = 0,001$).

Beim Vergleich Patienten- vs. Kontrollgruppe ist auch beim Tapping stehend für keine Tappingphase ein signifikanter Gruppenunterschied auszumachen.

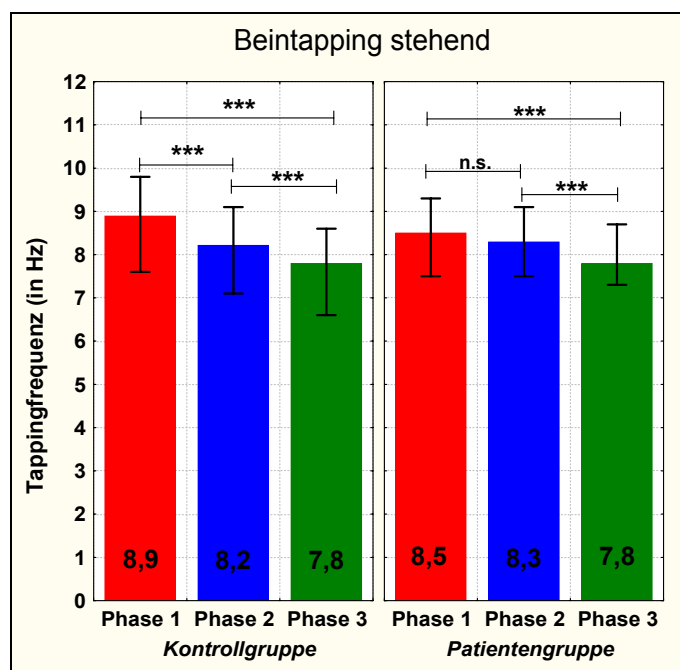


Abb. 28: Frequenzen beim Bein-Tapping stehend (phasenbezogen)

Anders als beim Tapping sitzend ließ sich für den Test im Stehen ein signifikanter Unterschied in den Bodenkontaktzeiten zwischen operierter und gesunder Seite nachweisen ($p = 0,023$). Die Bodenkontaktzeit der operierten Seite ist etwas verlängert, wobei bei Betrachtung der Absolutwerte die mittlere Seitendifferenz von 12 ms für die Praxis nahezu unbedeutend erscheint. Bei statistischer Überprüfung der Werte der Patienten mit denen der Kontrollgruppe bestätigte sich dieser Trend. Die

Bodenkontaktzeit der operierten Seite war gegenüber der Referenzgruppe gering signifikant erhöht ($p = 0,044$).

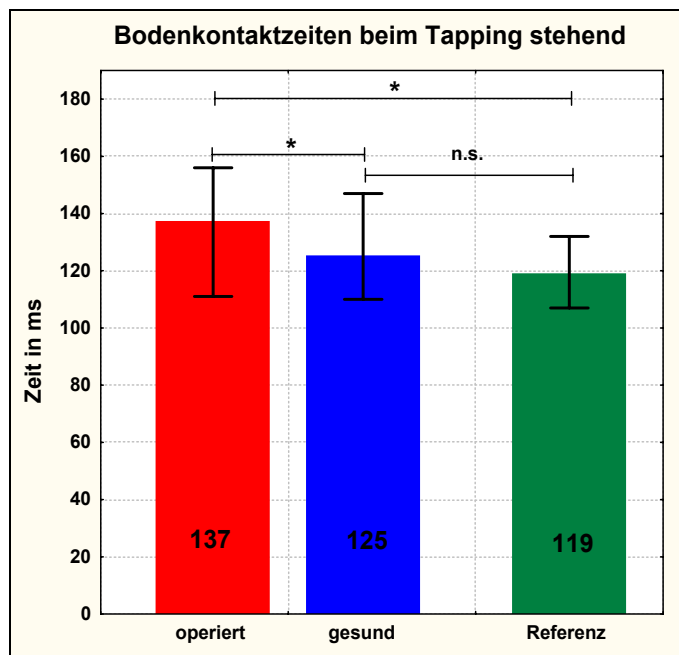


Abb. 29: Bodenkontaktzeiten beim Tapping stehend

3.6.3 Nieder-Hoch-Sprung

Beidbeiniger Nieder-Hoch-Sprung

Die Messungen ergaben keine Seitenunterschiede in der Bodenkontaktzeit zwischen operierter und gesunder Seite (n.s.). Dabei waren die Bodenkontaktzeiten der Patienten, insbesondere der operierten Seite, gegenüber dem Referenzwert tendenziell etwas verlängert (Tab. 36). Jedoch konnte dies nicht statistisch abgesichert werden (n.s.)

Tab. 36: Bodenkontaktzeiten beim beidbeinigen Nieder-Hoch-Sprung (TDS); ($n = 22$)

| Messwert | Einheit | Operiert (B) Median (Q_U - Q_O) | Gesund (N) Median (Q_U - Q_O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q_U - Q_O) | U-Test B/R N/R |
|------------------|---------|--|--|---------------|--|----------------------|
| Bodenkontaktzeit | ms | 182,0 (162-194) | 183,0 (167-193) | n.s. | 174,0 (159-197) | n.s. n.s. |

Einbeiniger Nieder-Hoch-Sprung mit Erfassung der elektrischen Aktivität (EMG)

Beim einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung zeigte sich eine signifikant verlängerte Bodenkontaktzeit bei Sprungausführung mit der operierten Seite ($p = 0,029$). In der deskriptiven Statistik ergab sich bei Berücksichtigung der Mediane ein mittlerer Seitenunterschied von ca. 10 ms, was für die Praxis nur bedingt bedeutsam erscheint.

Im Vergleich mit dem Referenzwert wies die operierte Seite eine verlängerte Kontaktzeit auf, was statistisch allerdings nicht abgesichert werden konnte (n.s.).

Ferner konnten in der elektrischen Aktivität (mittlere Amplitude) der 3 Muskelanteile des M. quadriceps femoris keine Unterschiede zwischen operiertem und gesundem Bein verifiziert werden (n.s.). Lediglich die elektrische Aktivität des M. rectus femoris der operierten Seite erscheint in der Phase des Bodenkontaktes etwas erniedrigt.

Tab. 37: Bodenkontaktzeit und elektrische Aktivität (mittlere Amplitude) der Knieextensoren beim einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung, n = 22

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) | Gesund (N) | W-Test | Referenz (R) | U-Test |
|---|----------------|--|--|---------------|--|----------------|
| | | Median (Q _U -Q _O) | Median (Q _U -Q _O) | B/N | Median (Q _U -Q _O) | B/R |
| Bodenkontaktzeit | ms | 247 (228-274) | 238 (222-259) | 0,029 | 239 (215-258) | n.s. n.s. |
| Elektrische Aktivität (mittlere Amplitude) | | | | | | |
| M. rectus femoris | µV | 125,9 (89,9-173,1) | 162,3 (121,7-198,3) | n.s. | 152,6 (128,7-212,1) | n.s. n.s. |
| M. vastus medialis | µV | 139,3 (111,7-159,7) | 129,9 (95,7-162,0) | n.s. | 184,2 (128,8-214,5) | 0,015 0,031 |
| M. vastus lateralis | µV | 141,0 (62,4-220,5) | 136,1 (72,8-190,3) | n.s. | 164,1 (124,3-210,3) | n.s. n.s. |

Beim Vergleich mit den Referenzwerten zeigten sich in der elektrischen Aktivität des M. rectus femoris und des M. vastus lateralis keine Auffälligkeiten. Davon abweichend wurde für den M. vastus medialis bei den Patienten eine bilateral verminderte elektrische Aktivität gegenüber dem Referenzwert registriert (Tab. 37).

3.6.4 Dreisprung mit kurzem Bodenkontakt

Bei Betrachtung der Messergebnisse der Referenzgruppe wird zunächst ersichtlich, dass zwischen den Bodenkontaktzeiten des ersten und zweiten Sprunges keine signifikante Differenz bestand (n.s.).

Für die Gruppe der Kreuzbandpatienten fiel auf, dass, anders als bei der Kontrollgruppe, auf beiden Seiten die Kontaktzeit des ersten Bodenkontaktes gegenüber dem zweiten signifikant verlängert war (14 bis 22 ms). Dabei bestanden beim Vergleich zwischen operierter und gesunder Seite für den ersten und zweiten Bodenkontakt keine signifikante Kontaktzeitdifferenzen (Tab. 38).

Ferner zeigte sich auf beiden Seiten der Patienten eine verlängerte Bodenkontaktzeit gegenüber dem Referenzwert. Im Mittel ist diese beim ersten Kontakt auf der operierten Seite um 27 ms ($p < 0,001$) und auf der gesunden Seite um 21 ms

($p < 0,001$) erhöht. Ähnliche Differenzen bestanden auch für den zweiten Kontakt (Tab. 38).

Insgesamt kann also festgehalten werden, dass sich in der einbeinigen Belastung bei schnell-exzentrischen Bewegungen für die VKB-Patienten Auffälligkeiten im Sinne verlängerter Bodenkontaktzeiten gegenüber einer kniegesunden Kontrollgruppe feststellen lassen.

Tab. 38: Bodenkontaktzeiten beim Dreisprung einbeinig (TDS), $n = 22$

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) Median (Q_U-Q_O) | Gesund (N) Median (Q_U-Q_O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q_U-Q_O) | U-Test B/R N/R |
|---|---------|--------------------------------------|------------------------------------|---------------|--------------------------------------|----------------------|
| Dreisprung mit kurzem Bodenkontakt | | | | | | |
| Kontakt 1 (K1) | ms | 228 (204-248) | 222 (211-239) | n.s. | 201 (168-214) | <0,001 <0,001 |
| Kontakt 2 (K2) | ms | 214 (194-228) | 200 (192-235) | n.s. | 190 (163-210) | 0,007 0,044 |
| W-Test K1/K2 | | $p_{K1-K2} = 0,004$ | $p_{K1-K2} = 0,016$ | | $p_{K1-K2} = \text{n.s.}$ | |

3.6.5 Einbeinweitsprung

In der hier untersuchten Gruppe von Kreuzbandpatienten konnte für die mittlere Sprungweite des operierten und gesunden Beines kein signifikanter Unterschied festgestellt werden (n.s.). Auffällig ist lediglich der größere Quartilabstand auf der operierten Seite, mit einer Lageverschiebung des unteren Quartils, was anzeigt, dass tendenziell die Sprungweiten der operierten Seite kürzer sind.

Beim Vergleich mit den Referenzwerten zeigte sich für beide Seiten der Patienten ein Trend zu einer reduzierten Sprungweite, im Mittel von 12 cm auf der operierten bzw. 11 cm auf der gesunden Seite (Tab. 39). Statistisch konnte dieser Unterschied zwischen Patienten- und Referenzgruppe jedoch nicht abgesichert werden (n.s.).

Tab. 39: Einbeinsprungweite, $n = 21$ ³⁸

| Messwert | Einheit | Operiert (B) Median (Q_U-Q_O) | Gesund (N) Median (Q_U-Q_O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q_U-Q_O) | U-Test B/R N/R |
|-------------|---------|--------------------------------------|------------------------------------|---------------|--------------------------------------|----------------------|
| Sprungweite | m | 1,59 (1,10-1,77) | 1,60 (1,22-1,77) | n.s. | 1,71 (1,45-2,04) | n.s. n.s. |

In der Literatur wird zumeist das prozentuale Seitenverhältnis der erreichten Sprungweite des operierten vs. kontralateralen, gesunden Beines als Beurteilungskriterium herangezogen. Die Häufigkeitsverteilung zeigte folgendes Bild:

³⁸ Ein Patient verspürte beim Einsprung deutliche Unsicherheiten im Kniegelenk der operierten Seite und brach daher diesen Test ab.

14 Patienten wiesen mit einer Seitendifferenz von unter 10 % ein sehr gutes Ergebnis auf. Darunter waren 8 Patienten, die auf der betroffenen Seite eine größere Sprungweite als auf der gesunden erreichten. Bei 5 Patienten lag der prozentuale Seitenunterschied zwischen 10 - 25 % und bei 2 weiteren Patienten über 25 %.

Tab. 40: Sprungweite des operierten Beines in Prozent gegenüber der erreichten Weite mit dem kontralateralen, nicht betroffenen Bein beim Einbeinsprung (Häufigkeitsangaben), n = 21

| Prozentuale Sprungweite (B*100)/ N | 100% - 90% [% der Fälle] | 90%-75% [% der Fälle] | < 75% [% der Fälle] |
|---|-------------------------------------|----------------------------------|-----------------------------------|
| Häufigkeiten | 14 [66,7%] | 5 [23,8%] | 2 [9,5%] |

3.7 Sonografische Muskeldickenmessung

3.7.1 Beinumfangsmessung

Bei der ergänzend zur Sonografie durchgeführten Beinumfangsmessung ergab sich für alle Messpunkte ein gering reduzierter Wert für die operierte Seite, wobei die mittlere Seitendifferenz nur bei ca. 0,5 cm lag ($p < 0,05$). Unterschiede zum Referenzwert bestanden nicht (n.s.).

Tab. 41: Beinumfänge des Oberschenkels auf definierten Höhen in Abhängigkeit von der Oberschenkelhöhe, n = 20

| Messhöhen der Beinumfänge | Einheit | Operiert (B) Median (Q_U-Q_O) | Gesund (N) Median (Q_U-Q_O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q_U-Q_O) | U-Test |
|----------------------------------|----------------|--|--|-----------------------|--|---------------|
| | | | | | | B/R |
| | | | | | | N/R |
| 70 % OSL | cm | 56,5 (54,0-58,0) | 57,0 (54,0-58,5) | 0,027 | 55,1 (53,0-61,0) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| 50 % OSL | cm | 51,0 (49,5-54,0) | 51,5 (50,0-53,5) | 0,031 | 50,5 (48,0-57,0) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| 30 % OSL | cm | 45,0 (43,5-48,0) | 45,5 (44,0-47,0) | 0,002 | 44,8 (42,8-50,5) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |

OSL = Oberschenkelhöhe (Abstand zwischen lateralem Kniegelenksspalt und Trochanter major)

3.7.2 Muskeldicken des lateralen Oberschenkels

Die Messdaten der Muskeldicken des von lateral vermessbaren M. vastus lateralis sind in Tabelle 42 dargestellt. Die Auswertung der Ultraschallbilder zeigte keine Seitenunterschiede beim Vergleich der operierten mit der gesunden Seite (n.s.).

Tab. 42: Muskeldicken des M. vastus lateralis auf definierten Höhen – Messung von lateral, n = 19

| Messhöhen der Muskeldicken | Einheit | Operiert (B) | Gesund (N) | W-Test B/N | Referenz (R) | U-Test |
|----------------------------|---------|---|---|---------------|---|--------|
| | | Median (Q _U -Q _O) | Median (Q _U -Q _O) | | Median (Q _U -Q _O) | B/R |
| | | | | | | N/R |
| M. vastus lateralis | | | | | | |
| 70 % OSL | mm | 19,6 (17,2-21,0) | 19,7 (17,8-21,3) | n.s. | 19,5 (18,0-22,5) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| 50 % OSL | mm | 20,0 (17,9-23,3) | 20,3 (17,6-22,6) | n.s. | 20,4 (18,0-23,8) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| 30 % OSL | mm | 16,1 (14,4-17,8) | 14,4 (13,5-19,3) | n.s. | 14,7 (12,2-18,5) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |

OSL = Oberschenkelhöhe (Abstand zwischen lateralem Kniegelenksspalt und Trochanter major)

Anhand der Häufigkeitsverteilung des prozentualen Seitenverhältnisses wird ferner ersichtlich, dass bei einem Großteil der Patienten (13 - 15, je nach Messhöhe) nur geringe Seitendifferenzen zu verzeichnen sind (Tab. 43). Des Weiteren ist zu erkennen, dass im knienahen Bereich mehr Fälle registriert wurden, bei denen die Muskeldicke der operierten Seite nur 80 - 90 %, in einem Fall sogar nur 70 - 80 % der gesunden Seite entsprach.

Tab. 43: Muskeldicke der operierten Seite (in Prozent) gegenüber der gemessenen Muskeldicke des kontralateralen, nicht betroffenen Beines für den M. vastus lateralis (Häufigkeitsverteilung), n = 19

| Prozentuales Seitenverhältnis (B*100)/ N | 100% - 90% [% der Fälle] | 90% - 80% [% der Fälle] | 80 - 70% [% der Fälle] | <70% [% der Fälle] |
|---|-----------------------------|----------------------------|---------------------------|-----------------------|
| M. vastus lateralis – 70 % OSL | 15 [78,9%] | 3 [15,8%] | 1 [5,3%] | - |
| M. vastus lateralis – 50 % OSL | 15 [78,9%] | 4 [21,1%] | - | - |
| M. vastus lateralis – 30 % OSL | 13 [68,4%] | 5 [26,3%] | 1 [5,3%] | - |

OSL = Oberschenkelhöhe (Abstand zwischen lateralem Kniegelenksspalt und Trochanter major)

3.7.3 Muskeldicken des ventralen Oberschenkels

Für die Muskeldicken, die von ventral vermessen wurden (M. rectus femoris, M. vastus intermedius), zeigten sich divergente Ergebnisse.

Für den gelenknahen und gelenkfernen Anteil des M. rectus femoris (30 % bzw. 70 % OSL) konnten keine erwähnenswerten Seitendifferenzen gefunden werden (mittlere Seitendifferenz der Muskeldicke nur 0,5 bis 0,8 mm). Dagegen wies die operierte Seite im mittleren Anteil (50 % OSL) des M. rectus femoris eine signifikant geringere Muskeldicke auf (p = 0,033). Ferner bestanden keine signifikanten Auffälligkeiten zum erhobenen Referenzwert.

Tab. 44: Muskeldicken des M. rectus femoris und des M. vastus intermedius – Messung von ventral, n = 11-19³⁹

| Messhöhen der Muskeldicken | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q _U -Q _O) | U-Test B/R N/R |
|----------------------------|---------|---|---|---------------|---|----------------------|
| M. rectus femoris | | | | | | |
| 70 % OSL | mm | 26,7 (23,9-30,0) | 27,4 (23,6-30,6) | n.s. | 27,8 (25,0-30,1) | n.s. n.s. |
| 50 % OSL | mm | 21,3 (17,8-24,2) | 22,1 (20,6-24,7) | 0,033 | 21,3 (19,8-24,1) | n.s. n.s. |
| 30 % OSL | mm | 8,8 (7,2-11,7) | 9,3 (7,6-12,6) | n.s. | 8,5 (6,7-11,0) | n.s. n.s. |
| M. vastus intermedius | | | | | | |
| 70 % OSL | mm | 21,0 (18,5-21,8) | 23,2 (17,4-25,6) | n.s. | 28,4 (21,7-29,2) | 0,036 n.s. |
| 50 % OSL | mm | 20,3 (18,2-22,1) | 23,5 (20,4-25,7) | 0,001 | 26,3 (23,4-28,7) | <0,001 n.s. |
| 30 % OSL | mm | 15,9 (14,3-17,9) | 19,3 (17,8-22,4) | 0,002 | 23,5 (20,3-26,6) | <0,001 0,041 |

OSL = Oberschenkelhöhe (Abstand zwischen lateralem Kniegelenkspalt und Trochanter major)

Bei Betrachtung der prozentualen Seit-zu-Seit-Differenz für die Muskeldicke des M. rectus femoris zeigten sich, ähnlich wie beim M. vastus lateralis, für die meisten Fälle geringe Seitendifferenzen von < 10 %. Ausnahme waren die Ergebnisse im knienahen Anteil (30 % OSL), wo 2 Fälle mit einem Seit-zu-Seit-Verhältnis von 70 - 80 % und 3 weitere Fälle mit < 70 % registriert wurden (Tab. 45).

Gleichzeitig konnte für den M. vastus intermedius festgestellt werden, dass die Muskeldicke auf der operierten Seite knienah (30 % OSL) gegenüber dem Referenzwert im Mittel um auffällige 7,6 mm vermindert ist ($p < 0,001$). Die Differenz im mittleren Oberschenkelbereich (50 % OSL) lag bei 6 mm ($p < 0,001$) und für den kniefernen Bereich bei 7,4 mm ($p = 0,036$). Tendenziell erscheint auch die Muskeldicke des M. vastus intermedius der gesunden Seite gegenüber dem erhobenen Referenzwert reduziert, jedoch konnte dieser Unterschied nicht statistisch abgesichert werden.

³⁹ Ultraschallbilder waren nicht auf allen Messhöhen korrekt auswertbar, da die Strukturen (Knochengrenze, Faszien) nicht exakt abgegrenzt werden konnten. Dadurch variiert die Zahl der Fälle.

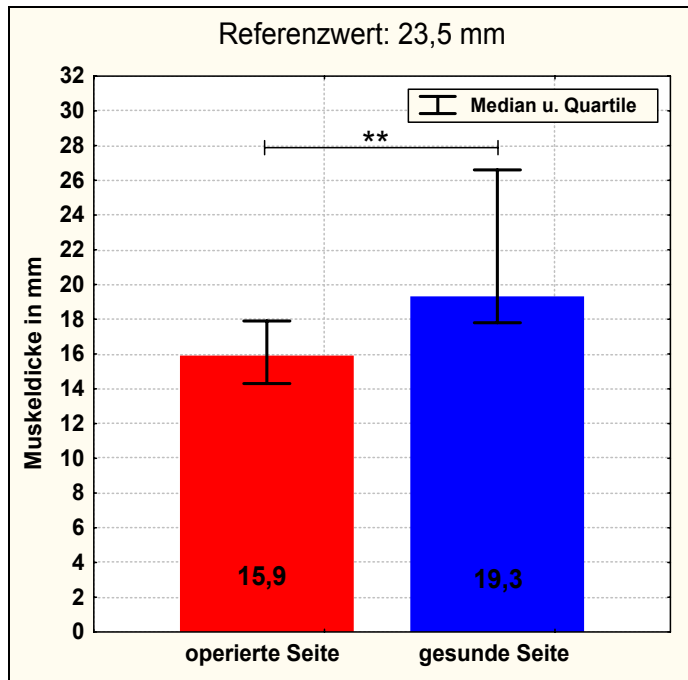


Abb. 30: Muskeldicke des M. vastus intermedius auf 30% OSL – ventrales Bild

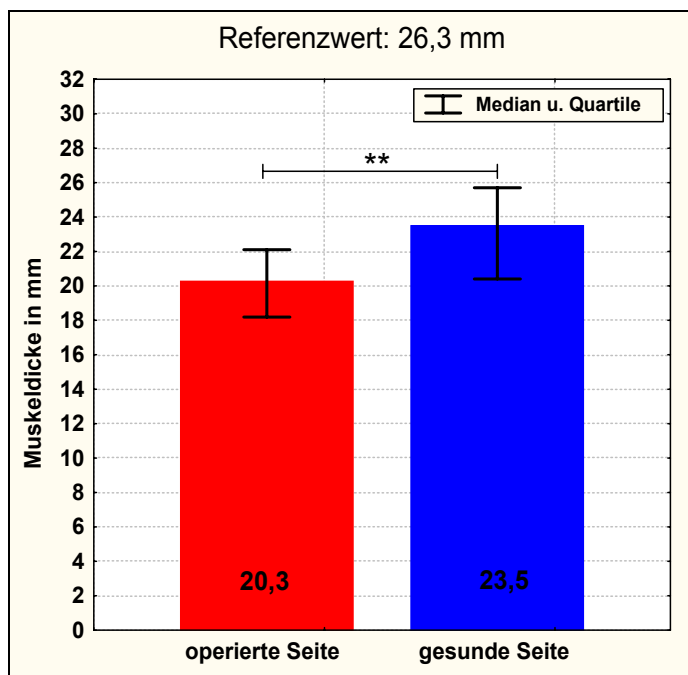


Abb. 31: Muskeldicke des M. vastus intermedius auf 50% OSL – ventrales Bild

In der Häufigkeitsverteilung der prozentualen Seitendifferenz wurde für den M. vastus intermedius ein anderes Bild sichtbar. Es zeigten sich nur wenige Fälle (5 – 7, je nach Messhöhe) mit einer Seitendifferenz von < 10 %. Entsprechend häufiger waren Patienten mit Seitendifferenzen von bis zu mehr als 30 % zu finden (Tab. 45).

Tab. 45: Muskeldicke der operierten Seite (in Prozent) gegenüber der gemessenen Muskeldicke des kontralateralen, nicht betroffenen Beines für M. rectus femoris und M. vastus intermedius, Häufigkeitsverteilung, n = 11-19⁴⁰

| Prozentuales Seitenverhältnis (B*100)/ N | 100% - 90% [% der Fälle] | 90% - 80% [% der Fälle] | 80 - 70% [% der Fälle] | <70% [% der Fälle] |
|---|-------------------------------------|------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|
| M. rectus femoris – 70 % OSL | 15 [83,3%] | 1 [5,6%] | 2 [11,1%] | - |
| M. rectus femoris – 50 % OSL | 12 [63,2%] | 5 [26,3%] | 2 [10,5%] | - |
| M. rectus femoris – 30 % OSL | 13 [72,2%] | - | 2 [11,1%] | 3 [16,7%] |
| M. vastus intermedius – 70 % OSL | 6 [54,5%] | 1 [9,1%] | 3 [27,3%] | 1 [9,1%] |
| M. vastus intermedius – 50 % OSL | 5 [33,33%] | 5 [33,33%] | 5 [33,33%] | - |
| M. vastus intermedius – 30 % OSL | 7 [41,2%] | 2 [11,8%] | 5 [29,4%] | 3 [17,6%] |

OSL = Oberschenkellänge (Abstand zwischen lateralem Kniegelenksspalt und Trochanter major)

3.7.4 Muskeldicke des medialen Oberschenkels

An der medialen Seite des Oberschenkels wurde lediglich knienah (30% OSL) die Muskeldicke des M. vastus medialis erfasst. Ähnlich wie bei den oben bereits vorgestellten Ergebnissen war auch dieser Muskel auf der operierten Seite in seiner Dicke signifikant verkleinert ($p = 0,001$). Die mittlere Seitendifferenz zum gesunden Bein betrug jedoch nur 2,5 mm (Tab. 46). Bei der statistischen Prüfung der Messwerte der Patienten mit denen der Kontrollgruppe ergab sich eine auffällig geringere Muskeldicke für die operierte Seite (mittlere Differenz der Mediane 5,7 mm, $p = 0,009$). Die gesunde Seite wies hingegen gegenüber der Kontrollgruppe keine statistisch absicherbaren Auffälligkeiten auf (n.s.), erscheint aber bei Betrachtung der Mediane und Quartile ebenfalls verringert.

Tab. 46: Sonografische Muskeldicke des M. vastus medialis – Messung von medial, n = 19

| Messhöhe der Muskeldicke | Einheit | Operiert (B) Median (Q_U-Q_O) | Gesund (N) Median (Q_U-Q_O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q_U-Q_O) | U-Test B/R N/R |
|---------------------------------|----------------|--|--|-----------------------|--|-------------------------------|
| M. vastus medialis | | | | | | |
| 30 % OSL | mm | 36,0 (32,8-40,0) | 38,5 (34,4-45,3) | 0,001 | 41,7 (35,6-45,8) | 0,009 n.s. |

OSL = Oberschenkellänge (Abstand zwischen lateralem Kniegelenksspalt und Trochanter major)

⁴⁰ Ultraschallbilder waren nicht auf allen Messhöhen korrekt auswertbar, da die Strukturen (Knochengrenze, Faszien) nicht exakt abgegrenzt werden konnten. Dadurch variiert die Zahl der Fälle.

In der Häufigkeitsverteilung der prozentualen Seitendifferenz für den M. vastus medialis wurden 11 Patienten mit einer Seitendifferenz von < 10 % registriert, während 8 Patienten Seitendifferenzen bis zu 30 % aufwiesen (Tab. 47).

Tab.47: Muskeldicke der operierten Seite (in Prozent) gegenüber der gemessenen Muskeldicke des kontralateralen, nicht betroffenen Beines für M. vastus medialis (Häufigkeitsverteilung), n = 19

| Prozentuales Seitenverhältnis (B*100)/ N | 100% - 90% [% der Fälle] | 90% - 80% [% der Fälle] | 80 - 70% [% der Fälle] | <70% [% der Fälle] |
|---|-------------------------------------|------------------------------------|-----------------------------------|----------------------------------|
| M. vastus medialis – 30 % OSL | 11 [57,9%] | 5 [26,3%] | 3 [15,8%] | - |

OSL = Oberschenkellänge (Abstand zwischen lateralem Kniegelenksspalt und Trochanter major)

3.8 Isometrische und isokinetische Messungen und elektrische Aktivität (EMG)

3.8.1 Isometrische Drehmomentmessung und elektrische Aktivität

Isometrie-Test bei Knieextension

4 Jahre nach der OP konnte bei den VKB-Patienten in der isometrischen Messung bei Knieextension eine nahezu seitengleiche Kraftentwicklung festgestellt werden (n.s.). Ähnliches gilt für die elektrische Aktivität der oberflächlichen Anteile des M. quadriceps femoris. Beim Rechts-Links-Vergleich ergaben sich keine signifikanten Unterschiede in der mittleren Amplitude für alle 3 Muskelanteile (M. rectus femoris, Mm. vastus medialis et lateralis).

Auch beim Vergleich Patienten- vs. Kontrollgruppe konnten weder für die Drehmomente noch die mittlere Amplitude (EMG) Unterschiede verifiziert werden (n.s.). Beim deskriptiven Datenvergleich zeigten sich hinsichtlich der elektrischen Aktivität des M. rectus femoris bei Patienten und Kniegesunden ähnliche Werte. Währenddessen scheint die mittlere elektrische Aktivierung des M. vastus medialis in der Tendenz bei den Patienten gegenüber dem Referenzwert geringfügig verringert, die des M. vastus lateralis hingegen etwas erhöht.

Tab. 48: Drehmomente und elektrische Aktivität (mittlere Amplitude) bei isometrischer Knieextension, n = 20

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q _U -Q _O) | U-Test B/R N/R |
|---|----------------|--|--|----------------------|--|-----------------------------|
| Isometrische Drehmomente Knieextension | | | | | | |
| Mittleres Drehmoment | Nm | 200,3 (161,7-245,5) | 211,9 (181,0-264,6) | n.s. | 212,2 (168,1-263,0) | n.s. n.s. |
| Elektrische Aktivität (mittlere Amplitude) | | | | | | |
| M. rectus femoris | µV | 161,2 (120,7-203,1) | 183,9 (139,3-225,0) | n.s. | 179,0 (105,7-217,1) | n.s. n.s. |
| M. vastus medialis | µV | 121,6 (107,6-162,6) | 124,2 (106,0-170,2) | n.s. | 142,1 (105,6-220,1) | n.s. n.s. |
| M. vastus lateralis | µV | 156,0 (96,6-186,5) | 180,6 (104,2-300,3) | n.s. | 142,1 (108,0-196,0) | n.s. n.s. |

Isometrie-Test bei Knieflexion

Selbiger Test wurde auch für die Knieflexion ausgeführt, allerdings wurde auf die Erfassung der elektrischen Aktivität der Knieflexoren, wegen der ungünstigen Ableitbedingungen in sitzender Position, verzichtet.

In der Gruppe der Kreuzbandpatienten konnte für diesen Test ein gering signifikanter Seitenunterschied zum nicht operierten Bein ermittelt werden ($p = 0,015$), die isometrischen Drehmomente der betroffenen Seite sind etwas geringer. Jedoch sind die Drehmomente der Kreuzbandpatienten beider Körperseiten zu den Referenzwerten nicht auffällig verschieden (n.s.).

Tab. 49: Drehmomente bei isometrischer Knieflexion, n = 20

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q _U -Q _O) | U-Test B/R N/R |
|---|----------------|--|--|----------------------|--|-----------------------------|
| Isometrische Drehmomente Knieflexion | | | | | | |
| Mittleres Drehmoment | Nm | 57,2 (49,5-81,0) | 75,3 (54,0-96,0) | 0,015 | 74,1 (56,7-83,5) | n.s. n.s. |

3.8.2 Isokinetische Messung der Knieextensoren und -flexoren (60°/s)

Die Auswertung der isokinetischen Messung (60°/s) der Kreuzbandpatienten zeigte auffällige Seitendifferenzen für die Kraftentwicklung der Quadricepsmuskulatur, nicht aber für die Flexoren. Die Ergebnisse der maximalen Drehmomente sowie der Gesamtarbeit für Knieextension und Knieflexion sind in Tabelle 50 dargestellt.

Tab. 50: Drehmomente und Arbeit für Knieextension und –flexion bei isokinetischer Messung mit 60°/s, n = 19 ⁴¹

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) | Gesund (N) | W-Test B/N | Referenz (R) | U-Test |
|-----------------------|---------|---|---|---------------|---|------------|
| | | Median (Q _U -Q ₀) | Median (Q _U -Q ₀) | | Median (Q _U -Q ₀) | B/R N/R |
| Maximales Drehmomente | | | | | | |
| Extension | Nm | 179,5 (127,9-222,2) | 188,3 (149,2-239,9) | <0,001 | 200,3 (156,2-242,2) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Flexion | Nm | 76,3 (65,0-100,1) | 78,1 (65,9-112,5) | n.s. | 90,9 (70,3-111,3) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Gesamtarbeit | | | | | | |
| Extension | J | 964,6 (711,1-1209,1) | 1078,9 (797,7-1241,1) | 0,002 | 1136,9 (903,1-1327,7) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Flexion | J | 460,8 (420,0-601,9) | 439,9 (381,5-642,2) | n.s. | 535,5 (429,5-646,2) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |

Für die Knieextension wurden signifikant erniedrigte Drehmoment- und Arbeitswerte auf der operierten Seite ermittelt. Bei statistischer Überprüfung mit den Referenzwerten konnten allerdings keine signifikanten Differenzen nachgewiesen werden.

Für die Flexion wurden hinsichtlich der Drehmomente und Arbeitswerte keine signifikanten Defizite für die operierte Seite gefunden. Die Werte unterschieden sich dabei nicht signifikant von den Referenzwerten.

Für die Beurteilung der Kraftfähigkeiten eines Probanden wird außerdem häufig das prozentuale Kraftverhältnis der operierten Seite im Vergleich zur gesunden Gegenseite ermittelt. Der durchschnittliche Wert des maximalen Drehmomentes der operierten Seite für die vorliegende Patientengruppe betrug für die Extension 89,4 %. Darauf bezogen ergab sich in der Häufigkeitsverteilung folgendes Bild: 9 Patienten hatten einen Wert von 90 % oder mehr, wobei ein Patient auf der operierten Seite eine höhere Kraftentwicklung als auf der gesunden aufwies (107,2 %). Bei 8 Patienten lag das Seitenverhältnis zwischen 90 und 80 %. Nur 2 Patienten hatten ein auffälliges Defizit in der Kraftentwicklung der Quadricepsmuskulatur. Bei ihnen wurden für die operierte Seite im Vergleich zur gesunden Seite Drehmomente erfasst, die kleiner als 80 % waren (Minimum 74,7 %).

Für die Flexion wurde, bezogen auf die operierte Seite der Kreuzbandpatienten, ein durchschnittlicher Wert von 97,1 % ermittelt. 10 Patienten wiesen einen Wert von 90 % oder besser auf, davon hatten 7 Patienten auf der operierten Seite höhere Drehmomente als auf der gesunden (Maximum 116,1 %). 6 weitere Patienten wiesen

⁴¹ Daten eines Patienten wegen zu hoher Varianz innerhalb des Testes nicht auswertbar (Varianz > 15 %).

in der Kraftentwicklung der Flexoren auf der operierten Seite geringe Defizite zwischen 80 und 90 % auf und nur 3 Patienten erreichten auf dem betroffenen Bein Drehmomentwerte die kleiner als 80 % des erreichten Wertes der kontralateralen Seite waren.

Tab. 51: Median und Häufigkeitsverteilung des maximalen Drehmomentes (Extension, Flexion) der operierten Seite (in Prozent) gegenüber dem kontralateralen, nicht betroffenen Bein bei isokinetischer Messung mit 60°/s, n = 19

| | Median (Q_U-Q_O) ($B*100$)/ N | Prozentuales Seitenverhältnis ($B*100$)/ N | | |
|------------------|--|--|---------------------------------|-----------------------------------|
| | | > 90% [% der Fälle] | 90-80% [% der Fälle] | < 80% [% der Fälle] |
| Extension | 89,4 % (82,5-96,5) | 9 [47,4%] | 8 [42,1%] | 2 [10,5%] |
| Flexion | 97,1 % (82,8-106,2) | 10 [52,6%] | 6 [31,6%] | 3 [15,8%] |

3.8.3 Elektrische Aktivität der Knieextensoren bei isokinetischer Messung (60°/ s)

Hinsichtlich der elektrischen Aktivität der abgeleiteten Muskelanteile des Kniestreckers konnte für keinen Messwert (mittlere Amplitude und iEMG) sowohl im Seitenvergleich bei den Patienten (operiert vs. gesund) als auch im Vergleich zu den Referenzwerten in der statistischen Überprüfung eine signifikante Abweichung festgestellt werden.

Tab. 52: Elektrische Aktivität (mittlere Amplitude, iEMG) der Knieextensoren bei isokinetischer Messung mit 60°/ , n = 19

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) Median (Q_U-Q_O) | Gesund (N) Median (Q_U-Q_O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q_U-Q_O) | U-Test B/R N/R |
|--------------------------------|----------------|---|---|-----------------------|---|-------------------------------|
| Mittlere Amplitude (mA) | | | | | | |
| M. rectus femoris | μV | 184,5 (149,4-262,5) | 170,6 (145,7-244,3) | n.s. | 165,9 (148,5-220,6) | n.s. n.s. |
| M. vastus medialis | μV | 150,4 (103,2-184,5) | 156,9 (124,5-174,4) | n.s. | 158,1 (124,6-199,8) | n.s. n.s. |
| M. vastus lateralis | μV | 152,3 (104,4-226,2) | 171,4 (73,7-270,8) | n.s. | 159,1 (114,1-213,3) | n.s. n.s. |
| Integriertes EMG (iEMG) | | | | | | |
| M. rectus femoris | μV*s | 318,5 (251,8-429,5) | 297,6 (240,1-444,9) | n.s. | 323,6 (246,2-389,0) | n.s. n.s. |
| M. vastus medialis | μV*s | 248,2 (189,3-299,1) | 243,5 (224,7-304,4) | n.s. | 280,2 (229,1-369,3) | n.s. n.s. |
| M. vastus lateralis | μV*s | 248,5 (177,2-454,2) | 286,9 (136,2-411,7) | n.s. | 267,3 (215,8-384,8) | n.s. n.s. |

3.8.4 Isokinetische Messung der Knieextensoren und –flexoren (180°/ s)

Die isokinetische Drehmomentmessung bei 180°/ s lässt eine Abschätzung der Kraftausdauer der Oberschenkelmuskulatur zu. Ähnlich wie beim isokinetischen Test mit 60°/ s zeigten sich auch für die Messungen mit 180°/ s für ausgewählte Variablen signifikante Differenzen beim Seitenvergleich operierte vs. gesunde Seite. Dies betraf jeweils die Messwerte der Kniestreckung, und zwar das maximale Drehmoment ($p < 0,001$) sowie die Gesamtarbeit über 20 Wiederholungen ($p < 0,001$). Die operierte Seite wies dabei reduzierte Werte auf (Tab. 53). Bei Betrachtung der Absolutdaten erscheinen die Seitendifferenzen jedoch geringer als beim isokinetischen Test mit 60°/ s.

Für die gemessenen Drehmomente der Knieflexoren bei einer Winkelgeschwindigkeit von 180°/ s zeigte sich hingegen nahezu Seitengleichheit. Ausgenommen in der Gesamtarbeit deutete sich an, dass auch hier für die operierte Seite geringe Defizite bestehen ($\text{Med}_B = 1101,1 \text{ J}$, $\text{Med}_N = 1396,0 \text{ J}$). Der Seitenunterschied ist jedoch bei der statistischen Überprüfung nicht signifikant.

Von größerem Interesse war bei diesem Test allerdings die Betrachtung des Ermüdungsverhaltens der entsprechenden Muskelgruppen. Es wurden die mittleren Drehmomente zu Beginn (2.-4. WH) und am Ende (17.-19. WH) berücksichtigt. Der Quotient aus diesen beiden Werten ist Ausdruck des ermüdungsbedingten Drehmomentabfalls (= Ermüdungsindex). Bei den absoluten Drehmomenten der Extension zeigten sich für die operierte Seite erniedrigte Werte zu Beginn und am Ende des Kraftausdauer testes (je $p = 0,002$). Bei alleiniger Betrachtung der Mediane scheint dies zunächst weniger deutlich – bei Berücksichtigung der Quartile wird die Lageverschiebung der Drehmomente zu Ungunsten der operierten Seite erkennbar.

Für den Ermüdungsindex konnte jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen operierter und gesunder Seite verifiziert werden. Am Ende des Testes wurden noch Drehmomente erzeugt, die 73,1 % (operiert) bzw. 76,0 % (gesund) des Ausgangswertes entsprachen - der ermüdungsbedingte Drehmomentabfall beträgt auf beiden Seiten entsprechend 26,9 bzw. 24,0 %. D.h., das Ermüdungsverhalten der Extensoren unterscheidet sich auf beiden Körperseiten nicht, trotz eines unterschiedlichen Niveaus der absoluten Daten.

Tab. 53: Drehmomente, Arbeit und Ermüdungsindex der Knieextensoren bei isokinetischer Messung mit 180°/s (20 Wiederholungen), n = 18 ⁴²

| Messwerte Extension | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q _U -Q _O) | U-Test |
|---------------------------------|----------------|--|--|----------------------|--|---------------|
| | | | | | | B/R N/R |
| Drehmoment | Nm | 132,4 (85,5-144,4) | 134,8 (101,0-162,8) | <0,001 | 140,6 (115,4-161,5) | n.s. n.s. |
| Gesamtarbeit | J | 2603,5 (1882,3-2970,4) | 2828,7 (2075,5-3219,4) | <0,001 | 2787,5 (2109,0-3354,9) | n.s. n.s. |
| Ermüdung | | | | | | |
| Drehmoment Anfang (2.-4. WH) | Nm | 129,3 (87,9-139,8) | 133,2 (98,1-154,6) | 0,002 | 133,2 (113,1-157,3) | n.s. n.s. |
| Drehmoment Ende (17.-19. WH) | Nm | 92,4 (62,5-104,0) | 101,4 (70,7-123,3) | 0,002 | 98,4 (76,7-123,4) | n.s. n.s. |
| Ermüdungsindex ^{a)} | % | 73,1 (69,3-78,5) | 76,0 (72,6-80,5) | n.s. | 75,7 (70,2-79,3) | n.s. n.s. |

^{a)} Quotient aus (Mittelwert Drehmoment 17. - 19.WH * 100)/ Mittelwert Drehmoment 2. - 4. WH

Für das Ermüdungsverhalten der Flexoren konnten weder in den Absolutwerten noch im Ermüdungsindex Seitenunterschiede nachgewiesen werden, d.h. es liegt zwischen operierter und gesunder Seite eine vergleichbare Kraftausdauer vor.

Tab. 54: Drehmomente, Arbeit und Ermüdungsindex der Knieflexoren bei isokinetischer Messung mit 180°/s (20 Wiederholungen), n = 18

| Messwerte Flexion | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q _U -Q _O) | U-Test |
|---------------------------------|----------------|--|--|----------------------|--|---------------|
| | | | | | | B/R N/R |
| Drehmoment | Nm | 63,5 (47,0-70,8) | 66,9 (44,6-84,0) | n.s. | 67,8 (57,3-85,6) | n.s. n.s. |
| Gesamtarbeit | J | 1101,0 (934,5-1542,1) | 1396,0 (896,0-1626,2) | n.s. | 1328,2 (1008,5-1652,1) | n.s. n.s. |
| Ermüdung | | | | | | |
| Drehmoment Anfang (2.-4. WH) | Nm | 58,1 (43,9-65,0) | 59,0 (42,5-81,7) | n.s. | 63,6 (52,9-82,3) | n.s. n.s. |
| Drehmoment Ende (17.-19. WH) | Nm | 43,5 (32,4-55,5) | 47,6 (30,9-64,4) | n.s. | 45,0 (42,3-53,4) | n.s. n.s. |
| Ermüdungsindex ^{a)} | % | 80,3 (73,4-86,0) | 76,4 (71,9-81,1) | n.s. | 72,5 (67,3-77,0) | 0,014 n.s. |

^{a)} Quotient aus (Mittelwert Drehmoment 17. - 19.WH * 100)/ Mittelwert Drehmoment 2. - 4. WH

Die statistische Überprüfung der Patientenwerte (Drehmomente, Arbeit, Ermüdungsindex) mit denen der Kontrollgruppe ergab weder für die operierte noch für die gesunde Seite Unterschiede (n.s.). Davon ausgenommen war einzig der Ermüdungsindex, wo im Vergleich der operierten Seite zum Referenzwert eine geringe

⁴² Daten von 2 Patienten wegen zu hoher Varianz innerhalb des Testes nicht auswertbar.

Abweichung festgestellt wurde ($p = 0,014$). Der Wert der operierten Seite ist größer, was einem geringeren ermüdungsbedingten Abfall entspricht. Dabei muss berücksichtigt werden, dass die Drehmomente der Patienten zu Beginn des Testes niedriger als der Referenzwert waren.

Bei der Berechnung des prozentualen Kraftverhältnisses für das maximale Drehmoment der operierten vs. gesunden Seite ergab sich für die Extension ein Wert von 89,3 %. Die Kraft der Knieextensoren bei höherer Bewegungsgeschwindigkeit ($180^\circ/\text{s}$) konnte bei 8 Patienten als „sehr gut“ (90 % oder mehr) beurteilt werden, wobei ein Patient auf der operierten Seite ein höheres Drehmoment als auf der gesunden aufwies (107,2 %). Für 8 Patienten lag mit einem Quotienten zwischen 90 und 80 % ein „gutes“ Ergebnis vor. 2 Patienten zeigten für die Strecker ein auffälliges Drehmomentdefizit (Quotient kleiner als 80 %, Minimum 74,7 %).

Bei der Flexion wurde ein mittlerer Quotient (operiert vs. gesund) von 99,8 % ermittelt. 14 Patienten erreichten einen Quotienten von 90 % oder mehr (Tab. 55). Immerhin 8 Patienten wiesen auf der operierten Seite einen Kraftwert auf, der höher lag als der der gesunden Seite (Maximum 116,1 %).

Darin bestätigt sich, dass 4 Jahre nach einer Kreuzbandoperation für die Kraft der Knieflexoren bei höherer Bewegungsgeschwindigkeit kein Defizit vorliegt.

Tab. 55: Median und Häufigkeitsverteilung des maximalen Drehmomentes (Extension, Flexion) der operierten Seite (in Prozent) gegenüber dem kontralateralen, nicht betroffenen Bein bei isokinetischer Messung mit $180^\circ/\text{s}$, $n = 18$

| | Median (Q_U-Q_O) ($B \cdot 100$)/N | Prozentuales Seitenverhältnis ($B \cdot 100$)/N | | |
|------------------|---|---|---------------------------------|-----------------------------------|
| | | > 90% [% der Fälle] | 90-80% [% der Fälle] | < 80% [% der Fälle] |
| Extension | 89,3 (84,3-96,0) | 8 [44,45%] | 8 [44,45%] | 2 [11,1%] |
| Flexion | 99,8 (92,2-108,3) | 14 [77,8%] | 2 [11,1%] | 2 [11,1%] |

3.8.5 Elektrische Aktivität der Knieextensoren bei isokinetischer Messung ($180^\circ/\text{s}$)

Die Messwerte der mittleren elektrischen Aktivität über den gesamten Test (20 Wiederholungen) sind in Tabelle 56 dargestellt. Für die mittlere Amplitude und das integrierte EMG konnten für alle 3 Anteile des Kniestreckers keine Seitenunterschiede zwischen operiertem und gesundem Bein verifiziert werden (n.s.). Ebenso lagen keine signifikanten Auffälligkeiten beim Vergleich der elektrischen Aktivität der Strecker von Patienten zu denen der Kontrollgruppe vor (n.s.).

Tab. 56: Elektrische Aktivität (mittlere Amplitude, iEMG) der Knieextensoren beim isokinetischen Test mit 180°/s über 20 Wiederholungen, n = 18

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q _U -Q _O) | U-Test B/R N/R |
|--------------------------------|---------|---|---|---------------|---|----------------------|
| Mittlere Amplitude (mA) | | | | | | |
| M. rectus femoris | μV | 170,1 (140,9-200,9) | 167,9 (146,5-223,0) | n.s. | 156,8 (126,3-199,8) | n.s. |
| M. vastus medialis | μV | 149,0 (107,7-163,9) | 150,4 (126,9-228,2) | n.s. | 138,7 (128,4-185,4) | n.s. |
| M. vastus lateralis | μV | 143,0 (108,5-195,1) | 159,8 (81,6-245,2) | n.s. | 162,4 (112,2-190,7) | n.s. |
| Integriertes EMG (iEMG) | | | | | | |
| M. rectus femoris | μV*s | 114,9 (93,2-135,4) | 107,3 (98,8-159,4) | n.s. | 118,6 (87,8-136,7) | n.s. |
| M. vastus medialis | μV*s | 95,3 (73,1-107,7) | 102,5 (80,0-124,0) | n.s. | 99,6 (94,5-137,7) | n.s. |
| M. vastus lateralis | μV*s | 95,7 (76,4-132,9) | 97,6 (59,8-142,9) | n.s. | 109,3 (81,9-132,8) | n.s. |

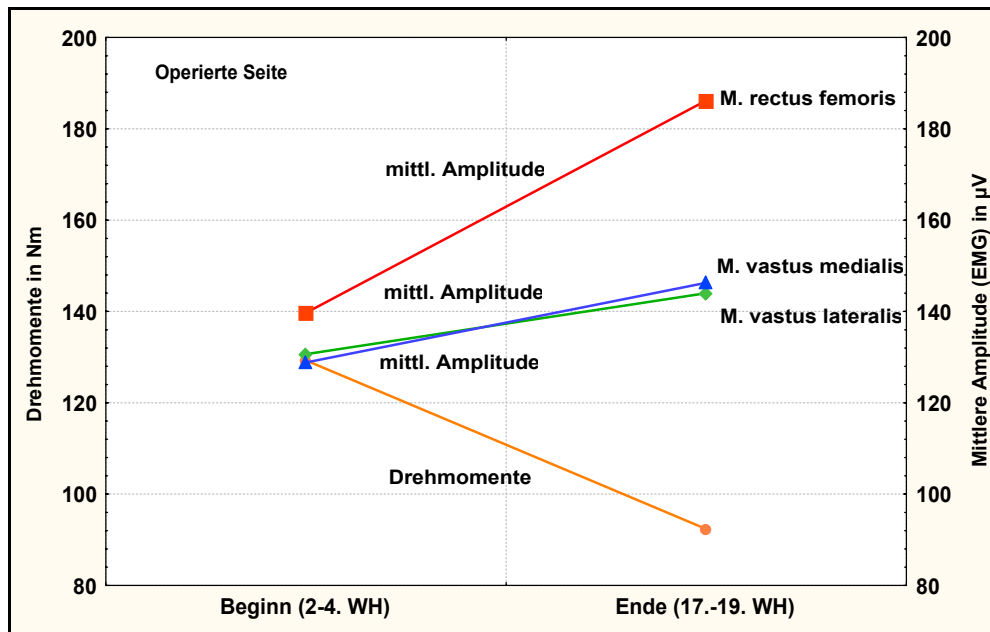


Abb. 32: Drehmomente und elektrische Aktivität der operierten Seite zu Beginn und am Ende des isokinetischen Testes (180°/s)

Unter Ermüdung nahm die elektrische Aktivität für die 3 abgeleiteten Muskeln zu (Abb. 32; Tab. 57 - 59). Die größten Zunahmen waren für den M. rectus femoris zu verzeichnen. Es wurde ein Quotient von 125,4 % (operierte Seite) bzw. 129,6 % (gesunde Seite) ermittelt, d.h. die Zunahme der mittleren Amplitude von Beginn bis zum Ende des Testes betrug mehr als 25 %. Für den M. vastus medialis konnten am Ende des Testes ebenfalls höhere mittlere Amplituden festgestellt werden (operiert:

118,5 %, gesund: 114,9 %). Die Veränderungen waren somit kleiner als beim M. rectus femoris. Sehr geringe Zunahmen zeigten sich für den M. vastus lateralis. Die Berechnung des Ermüdungsquotienten ergab für diesen Muskel nur Werte von 108,4 % (operiert) bzw. 107,6 % (gesund).

Für keinen der genannten Werte bestand ein signifikanter Unterschied zwischen operierter und gesunder Seite. Beim Vergleich mit den Referenzwerten konnten ebenfalls keine Unterschiede nachgewiesen werden (n.s.).

Ein weiterer wesentlicher Parameter ist der sogenannte EMG-Kraft-Quotient, der anzeigt, wie viel elektrische Aktivität notwendig ist, um eine bestimmte Kraft zu erzeugen. Es konnte am Ende des Testes ein größerer EMG-Kraft-Quotient, im Vergleich zum Beginn, verzeichnet werden. D.h. am Ende des Testes ist eine höhere elektrische Aktivität notwendig, um eine bestimmte Kraft zu entwickeln. Die größten EMG-Kraft-Quotienten ergaben sich für den M. rectus femoris und dabei insbesondere für die operierte Seite am Ende des Testes. Der Wert war im Seitenvergleich gegenüber der gesunden Seite und gegenüber dem Referenzwert erhöht. Statistisch konnte dieses Ergebnis aber nicht abgesichert werden (n.s.). Selbiges gilt für die Ergebnisse der anderen beiden Muskeln – die Quotienten sind am Ende des Testes erhöht, statistisch signifikante Unterschiede bestanden aber weder im Seitenvergleich noch im Vergleich mit den Referenzwerten.

Tab. 57: Elektrische Aktivität (mittlere Amplitude) zu Beginn und am Ende des isokinetischen Testes (180°/s, 20 Wiederholungen) und Ermüdungsindex für den M. rectus femoris, n = 18

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) Median (Q _U -Q _O) | Gesund (N) Median (Q _U -Q _O) | W-Test B/N | Referenz (R) Median (Q _U -Q _O) | U-Test B/R N/R |
|--|----------------|--|--|----------------------|--|-----------------------------|
| Mittlere Amplitude (mA) M. rectus femoris | | | | | | |
| Beginn (2.-4. WH) | µV | 139,7 (127,9-176,0) | 137,4 (127,9-148,2) | n.s. | 139,8 (111,6-166,91) | n.s. n.s. |
| Ende (17.-19. WH) | µV | 186,2 (141,2-232,8) | 171,4 (159,9-257,3) | n.s. | 170,0 (128,9-222,0) | n.s. n.s. |
| Ermüdungsindex^{a)} EMG M. rectus femoris | | | | | | |
| Quotient | % | 125,4 (103,9-141,4) | 129,6 (114,9-154,9) | n.s. | 120,3 (111,0-130,5) | n.s. n.s. |

^{a)} Quotient aus: (Mittelwert mA 17.-19.WH * 100) / Mittelwert mA 2.-4. WH

Tab. 58: Elektrische Aktivität (mittlere Amplitude) zu Beginn und am Ende des isokinetischen Testes (180°/ s, 20 Wiederholungen) und Ermüdungsindex für den M. vastus medialis, n = 18

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) | Gesund (N) | W-Test B/N | Referenz (R) | U-Test |
|--|---------|---|---|---------------|---|------------|
| | | Median (Q _U -Q _O) | Median (Q _U -Q _O) | | Median (Q _U -Q _O) | B/R N/R |
| Mittlere Amplitude (mA) M. vastus medialis | | | | | | |
| Beginn (2.-4. WH) | μV | 128,8 (103,3-145,6) | 133,4 (110,4-166,2) | n.s. | 135,5 (120,1-167,8) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Ende (17.-19. WH) | μV | 146,3 (119,1-173,5) | 147,8 (126,3-245,7) | n.s. | 151,2 (132,0-193,1) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Ermüdungsindex ¹ EMG M. vastus medialis | | | | | | |
| Quotient | % | 118,5 (107,8-121,9) | 114,9 (108,6-128,5) | n.s. | 111,1 (103,2-119,4) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |

Tab. 59: Elektrische Aktivität (mittlere Amplitude) zu Beginn und am Ende des isokinetischen Testes (180°/ s, 20 Wiederholungen) und Ermüdungsindex für den M. vastus lateralis, n = 18

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) | Gesund (N) | W-Test B/N | Referenz (R) | U-Test |
|---|---------|---|---|---------------|---|------------|
| | | Median (Q _U -Q _O) | Median (Q _U -Q _O) | | Median (Q _U -Q _O) | B/R N/R |
| Mittlere Amplitude (mA) M. vastus lateralis | | | | | | |
| Beginn (2.-4. WH) | μV | 130,7 (106,8-180,6) | 163,4 (79,1-216,6) | n.s. | 140,2 (114,7-173,5) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Ende (17.-19. WH) | μV | 144,0 (109,1-193,4) | 138,1 (78,6-227,0) | n.s. | 152,8 (105,0-187,0) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |
| Ermüdungsindex EMG M. vastus lateralis | | | | | | |
| Quotient | % | 108,4 (102,8-116,9) | 107,6 (94,4-116,0) | n.s. | 102,5 (93,4-122,1) | n.s. |
| | | | | | | n.s. |

Tab. 60: EMG-Kraft-Quotient der 3 abgeleiteten Muskeln beim isokinetischen Testes (180°/ s, 20 Wiederholungen), n = 18

| Messwerte | Einheit | Operiert (B) | Gesund (N) | W-Test B/N | Referenz (R) | U-Test |
|---|---------|---|---|---------------|---|--------------|
| | | Median (Q _U -Q _O) | Median (Q _U -Q _O) | | Median (Q _U -Q _O) | B/R N/R |
| EMG-Kraft-Quotient : M. rectus femoris | | | | | | |
| Beginn (2.-4. WH) | μV / Nm | 1,28 (1,05-1,58) | 1,22 (0,84-1,57) | n.s. | 1,11 (0,89-1,35) | n.s. n.s. |
| Ende (17.-19. WH) | μV / Nm | 2,21 (1,74-3,01) | 1,88 (1,41-2,88) | n.s. | 1,85 (1,43-2,14) | n.s. n.s. |
| EMG-Kraft-Quotient: M. vastus medialis | | | | | | |
| Beginn (2.-4. WH) | μV / Nm | 1,01 (0,98-1,15) | 1,12 (0,80-1,43) | n.s. | 1,11 (1,00-1,38) | n.s. n.s. |
| Ende (17.-19. WH) | μV / Nm | 1,73 (1,39-1,90) | 1,87 (1,28-2,41) | n.s. | 1,60 (1,41-2,10) | n.s. n.s. |
| EMG-Kraft-Quotient: M. vastus lateralis | | | | | | |
| Beginn (2.-4. WH) | μV / Nm | 1,13 (0,76-1,60) | 1,04 (0,57-1,71) | n.s. | 1,05 (0,84-1,50) | n.s. n.s. |
| Ende (17.-19. WH) | μV / Nm | 1,59 (1,21-1,97) | 1,70 (0,86-2,40) | n.s. | 1,60 (0,99-2,09) | n.s. n.s. |

3.9 Zusammenhänge zwischen den Variablen

3.9.1 Beziehungen zwischen Muskelmorphologie, elektrischer Aktivität und isokinetischen Drehmomenten

3.9.1.1 Spearmans Rangkorrelation für isokinetisches Drehmoment

Mit der Spearmans Rangkorrelation sollte überprüft werden, welche Beziehungen zwischen einzelnen Variablen bestehen.

Es konnten keine Korrelationen zwischen Drehmomenten der Knieextensoren und den gemessenen Umfängen des Oberschenkels gefunden werden (n.s.). Des Weiteren bestanden keine Beziehungen zwischen Beinumfang und den Muskeldicken der Anteile des M. quadriceps femoris der betroffenen Seite (n.s.).

Im Gegensatz dazu wurden zwischen den Drehmomenten der Extensoren der operierten Seite und den sonografisch ermittelten Muskeldicken der Anteile des M. quadriceps für einen Großteil der Variablen signifikante Koeffizienten bestimmt. Eine mittlere, gleichläufige Korrelation bestand für den knienahen Anteil des M. vastus medialis ($r = 0,689$; $p = 0,002$). Für die Muskeldicken des M. vastus lateralis fanden sich ein mittlerer Zusammenhang für den gelenkfernen Anteil ($r = 0,685$; $p = 0,002$) sowie bei 50 % OSL ($r = 0,673$; $p = 0,002$). Im kniegelenknahen Anteil wurde eine geringe Korrelation ermittelt ($r = 0,484$, $p = 0,042$). Für die Querschnitte des M. vastus intermedius ließ sich für den gelenknahen und mittleren Anteil ein signifikanter Korrelationskoeffizient nachweisen, wobei jeweils eine mittlere positive Korrelation bestand (Tab. 61, Abb. 33).

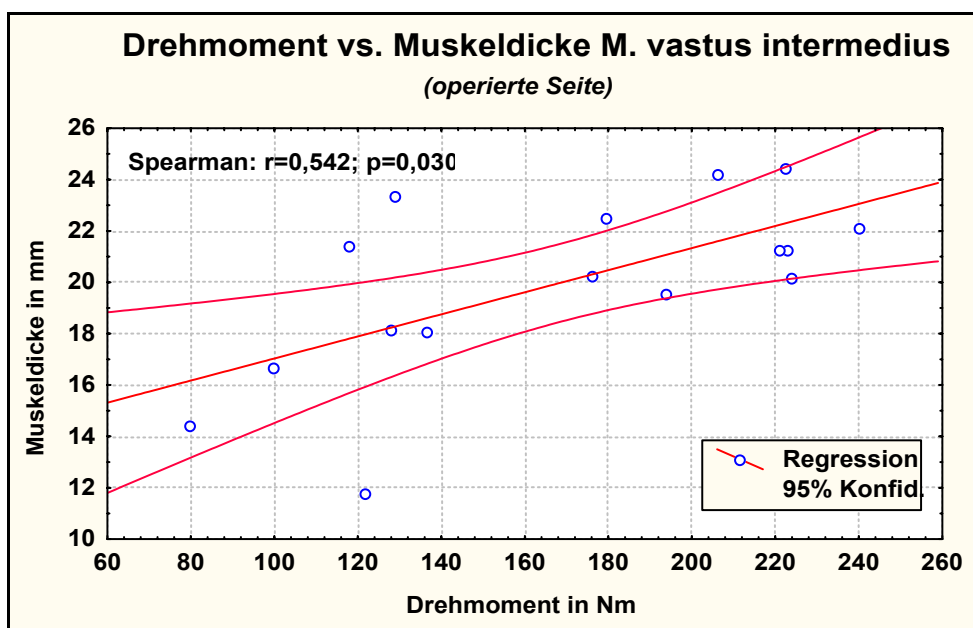


Abb. 33: Korrelation zwischen maximalem Drehmoment der Knieextensoren zu Muskeldicke des M. vastus intermedius (50% OSL)

Es konnten keine Korrelationen zwischen Drehmoment und gelenkfernen Anteil des M. vastus intermedius (70 % OSL) sowie Drehmoment und Muskeldicken des M. rectus femoris, unabhängig von der Entfernung vom Kniegelenk, festgestellt werden.

Auf der gesunden Seite der Patienten zeigten sich zwischen den Drehmomenten der Knieextensoren und den Muskeldicken folgende Zusammenhänge: Es bestand eine positive, hohe Korrelation für den M. vastus medialis ($r = 0,759$, $p < 0,001$). Für den M. vastus lateralis ergab sich nur bei 50 % OSL ein signifikantes Ergebnis, wobei ein mittlerer, positiver Zusammenhang ($r = 0,676$, $p = 0,002$) bestand. Ein mittlerer Zusammenhang wurde auch für den gelenknahen Anteil des M. vastus intermedius (30 % OSL) nachgewiesen ($r = 0,676$, $p = 0,004$).

Weitere signifikante Korrelationen konnten nicht gefunden werden (Tab. 61).

Tab. 61: Korrelationen zwischen maximalem Drehmoment der Knieextension zu Muskeldicken der Anteile des M. quadriceps femoris, $n = 18$

| Korrelation: Drehmoment Extension zu ... | Operiert | | Gesund | |
|---|----------------------------------|-----------------------|----------------------------------|-----------------------|
| | Spearman's r | p | Spearman's r | p |
| M. vastus lateralis 70% OSL | 0,685 | 0,002 | - | n.s. |
| M. vastus lateralis 50% OSL | 0,673 | 0,002 | 0,676 | 0,002 |
| M. vastus lateralis 30% OSL | 0,484 | 0,042 | - | n.s. |
| M. rectus femoris 70% OSL | - | n.s. | - | n.s. |
| M. rectus femoris 50% OSL | - | n.s. | - | n.s. |
| M. rectus femoris 30% OSL | - | n.s. | - | n.s. |
| M. vastus intermedius 70% OSL | - | n.s. | - | n.s. |
| M. vastus intermedius 70% OSL | 0,542 | 0,030 | - | n.s. |
| M. vastus intermedius 70% OSL | 0,600 | 0,011 | 0,676 | 0,004 |
| M. vastus medialis 30% OSL | 0,689 | 0,002 | 0,759 | <0,001 |

Bei Überprüfung der Zusammenhänge zwischen der isokinetischen Kraftentwicklung (Drehmoment) bei $60^\circ/\text{s}$ und den elektrischen Aktivitäten (mittlere Amplitude, integriertes EMG) der Quadricepsmuskulatur der operierten Seite konnten, mit Ausnahme vom M. rectus femoris, signifikante Korrelationskoeffizienten nachgewiesen werden. Es zeigten sich jeweils positive, mittlere Zusammenhänge (Tab. 62).

Für die gesunde Seite ergab sich ausschließlich für die mittlere Amplitude des M. vastus medialis eine signifikante Korrelation zum maximalen Drehmoment der Knieextension ($r = 0,506$; $p = 0,032$).

Tab. 62: Korrelationen zwischen maximalem Drehmoment der Knieextension zur elektrischen Aktivität der Anteile des M. quadriceps femoris, n = 18

| Korrelation: Drehmoment Extension zu ... | Operiert | | Gesund | |
|---|---------------------|----------|---------------------|----------|
| | Spearman's r | p | Spearman's r | p |
| iEMG M. rectus femoris | - | n.s. | - | n.s. |
| iEMG M. vastus medialis | 0,552 | 0,018 | - | n.s. |
| iEMG M. vastus lateralis | 0,521 | 0,027 | - | n.s. |
| mA M. rectus femoris | 0,600 | 0,009 | - | n.s. |
| mA M. vastus medialis | 0,653 | 0,003 | 0,506 | 0,032 |
| mA M. vastus lateralis | 0,556 | 0,017 | - | n.s. |

iEMG = integriertes EMG; mA = mittlere Amplitude

3.9.1.2 Multiple Regression für isokinetisches Drehmoment

Die definierte Zielvariable war das maximale Drehmoment der Knieextension beim isokinetischen Test mit 60°/s. Als Einflussfaktoren wurden die Muskeldicken vom M. rectus femoris und M. vastus intermedius im kniefernen Anteil (70 % OSL), vom M. vastus lateralis (50 % OSL) im mittleren Anteil und für den M. vastus medialis im knienahen Anteil (30 % OSL) einbezogen. Diese Variablen widerspiegeln laut der sonografischen Messungen jeweils den größten anatomischen Querschnitt.

Hiernach hatte für die operierte Seite die Muskeldicke des M. vastus medialis den stärksten Einfluss auf das maximale Drehmoment bei Knieextension. Auch auf der gesunden Seite hat die Muskeldicke des M. vastus medialis die größte Wirkung auf die Zielvariable (Tab. 63).

Tab. 63: Multiple Regression (rückwärts) für Zielvariable „Maximales isokinetisches Drehmoment“ bei Berücksichtigung der Muskeldicken und elektrischen Aktivität, n = 18

| Multiple Regression für Zielvariable „Maximales isokinetisches Drehmoment“ | Operiert | | Gesund | |
|---|-----------------|----------|---------------|----------|
| | Beta | p | Beta | p |
| ... Einflussfaktoren: Muskeldicken (4 Variablen) | | | | |
| Multiples R (Schritt 3) | $R^2 = 0,659$ | | $R^2 = 0,598$ | |
| Muskeldicke M. vastus medialis | 0,812 | 0,001 | 0,774 | 0,009 |
| ... Einflussfaktoren: Muskeldicken (4 Variablen) und elektrische Aktivität (3 Variablen) | | | | |
| Multiples R (Schritt 6) | $R^2 = 0,625$ | | $R^2 = 0,666$ | |
| Muskeldicke M. vastus medialis | 0,812 | 0,001 | 0,838 | 0,002 |

Werden zusätzlich zu den Muskeldicken die Daten der elektrischen Aktivität in die multiple Regression einbezogen, ergab sich für die operierte Seite, dass ebenfalls die Muskeldicke des M. vastus medialis das Drehmoment am stärksten bestimmt. Für die gesunde Seite gilt ähnliches. Auch hier hatte die Muskeldicke des M. vastus medialis den bedeutsamsten Einfluss.

3.9.2 Einfluss des isokinetischen Drehmomentes der Knieextensoren

Einfluss auf subjektive Einschätzung der Kniefunktion (Scores)

Die Überprüfung des Zusammenhanges zwischen isokinetischem Drehmoment ($60^\circ/\text{s}$) der Knieextensoren der operierten Seite und den Scores brachte unterschiedliche Ergebnisse. Es bestanden keine Beziehungen zwischen isokinetischer Kraftentwicklung der Knieextensoren und Lysholm- bzw. KOS-Score ADL (n.s.). Demnach haben die Kraftfähigkeiten der Kniestrecker offensichtlich keine Auswirkung auf die subjektive Zufriedenheit mit der Kniefunktion in alltäglichen Situationen. Ein gleichläufiger Zusammenhang wurde für das Tegner-Score ermittelt ($r = 0,701$; $p < 0,001$), d.h. bei sehr guten Kraftfähigkeiten der Kniestrecker ist eine Sportaktivität von hohem Niveau möglich.

Weitere signifikante Korrelationskoeffizienten wurden für das OAK-Score und das KOS-Score Sport festgestellt. Für beide Scores besteht eine positive, mittlere Beziehung (OAK: $r = 0,537$; $p = 0,022$; KOS-Score Sport: $r = 0,516$; $p = 0,028$). Das bedeutet, dass hohe Kraftfähigkeiten der Kniestrecker sich positiv auf die Einschätzung der Kniefunktion auswirken.

Einfluss auf Koordinations- und Schnelligkeitsvariablen

Für die gemessenen Werte der elementaren Schnelligkeit ergaben sich nur für ausgewählte Variablen Zusammenhänge zum maximalen isokinetischen Drehmoment der Kniestrecker. So zeigten sich aus dem Bereich der zyklischen elementaren Schnelligkeit signifikante Korrelationen zu den Frequenzen der ersten 2 Phasen des Beintappings im Sitzen sowie für die letzte Phase beim Beintapping stehend. Ähnliche Ergebnisse wurden für die gesunde Seite nachgewiesen (Tab. 64).

Tab. 64: Korrelationen zwischen maximalem Drehmoment der Knieextension (60°/s) zu Variablen der elementaren Schnelligkeit (TDS), zyklische Tests, n = 18

| Korrelation: Drehmoment Extension zu ... | Operiert | | Gesund | |
|---|---------------------|----------|---------------------|----------|
| | Spearman's r | p | Spearman's r | p |
| Beintappingfrequenz sitzend | | | | |
| Frequenz Phase 1 | 0,498 | 0,035 | 0,594 | 0,009 |
| Frequenz Phase 2 | 0,619 | 0,006 | 0,712 | <0,001 |
| Frequenz Phase 3 | - | n.s. | 0,507 | 0,032 |
| Bodenkontaktzeit | - | n.s. | - | n.s. |
| Beintappingfrequenz stehend | | | | |
| Frequenz Phase 1 | - | n.s. | - | n.s. |
| Frequenz Phase 2 | - | n.s. | 0,520 | 0,027 |
| Frequenz Phase 3 | 0,581 | 0,011 | 0,618 | 0,006 |
| Bodenkontaktzeit | - | n.s. | - | n.s. |

Für Tests aus dem Bereich der azyklischen elementaren Schnelligkeit (Sprünge) fanden sich ebenfalls nur für einige Variablen Korrelationen. Es bestand keine Korrelation zu den Bodenkontaktzeiten beim einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung. Eine gering signifikante, negative Beziehung konnte für den Bodenkontakt der operierten Seite beim beidbeinigen Nieder-Hoch-Sprung nachgewiesen werden ($r = -0,474$, $p = 0,047$), d.h. desto höher die Muskelkraft, umso kürzer der Bodenkontakt. Für die gesunde Seite konnte ein solcher Zusammenhang nicht gefunden werden.

Beim einbeinigen Dreisprung mit kurzem Bodenkontakt ergab sich für beide Körperseiten eine negative, mittlere Korrelation zwischen isokinetischem Drehmoment der Extensoren und Bodenkontaktzeit beim zweiten Bodenkontakt (Tab. 65). Demnach ist der Bodenkontakt umso kürzer, je größer die Kraftentwicklung (Drehmoment) der Knieextensoren.

Tab. 65: Korrelationen zwischen maximalem Drehmoment der Knieextension (60°/s) zu Variablen der elementaren Schnelligkeit (TDS), azyklische Tests, n = 18

| Korrelation: Drehmoment Extension zu ... | Operiert | | Gesund | |
|---|---------------------|----------|---------------------|----------|
| | Spearman's r | p | Spearman's r | p |
| Nieder-Hoch-Sprung | | | | |
| Einbeinig | -0,474 | 0,047 | - | n.s. |
| Beidbeinig | - | n.s. | - | n.s. |
| Dreisprung | | | | |
| Erster Kontakt | - | n.s. | - | n.s. |
| Zweiter Kontakt | -0,562 | 0,015 | -0,630 | 0,005 |

Ferner besteht auf beiden Seiten eine starke positive Korrelation zwischen den erzeugten Drehmomenten der Knieextensoren und der Einbeinsprungweite (operiert:

$r = 0,785$; $p < 0,001$), d.h. die Sprungweite ist um so größer, desto höher die gemessenen Drehmomente bei Kniestreckung sind.

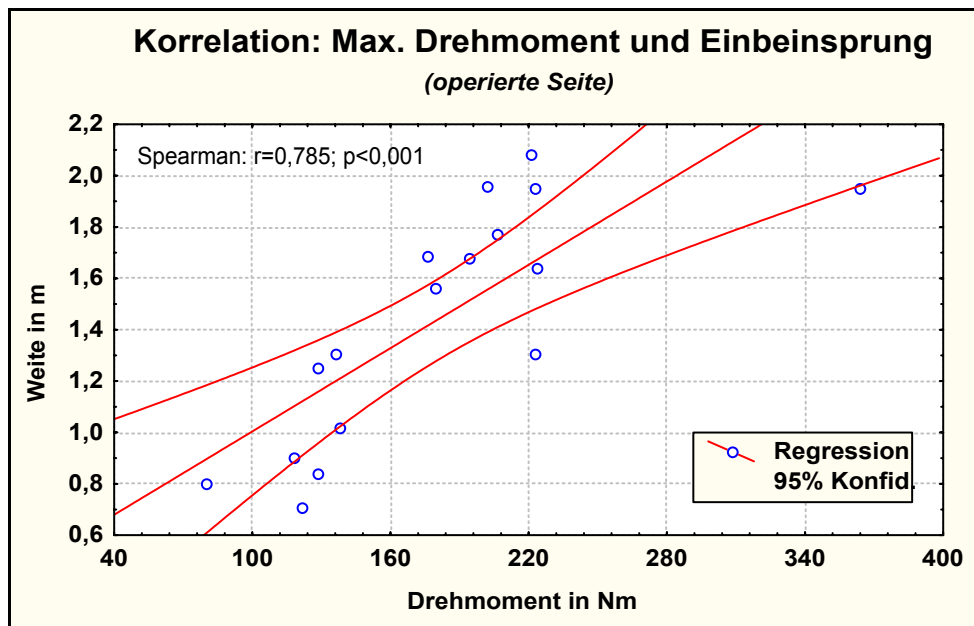


Abb. 34: Korrelation zwischen maximalem Drehmoment und Einbeinsprungweite (operierte Seite)

3.9.3 Einfluss der Sportaktivität

Der Trainingsumfang (Trainingsstunden/ Woche) hat bei den hier untersuchten, überwiegend freizeitsportlich aktiven Kreuzbandpatienten offensichtlich kaum einen Einfluss auf die Funktionsfähigkeit des Kniegelenkes. In der statistischen Prüfung mit der Spearmans Rangkorrelation konnten für die meisten, der in dieser Studie ermittelten Werte, keine Korrelationen zum Umfang der Sportaktivität gefunden werden. Es bestanden keine Beziehungen zu den erfassten Scores, den Messwerten des Gang- und Laufbildes, den Schnelligkeitsdaten und den Werten der isometrischen und isokinetischen Drehmomentmessung.

Mittlere bis hohe Korrelationen fanden sich für ausgewählte Werte der sonografischen Muskeldickenmessung. Ein gleichläufiger, deutlich ausgeprägter Zusammenhang wurde zwischen dem Trainingsumfang und den Muskeldicken des M. rectus femoris der operierten Seite nachgewiesen (Tab. 66). Je höher der Trainingsumfang pro Woche ist, desto größer ist die Muskeldicke im mittleren und gelenkfernen Anteil des M. rectus femoris. Für den gelenknahen Anteil ergab sich jedoch kein signifikanter Zusammenhang, ebenso wie zu den weiteren gemessenen Muskelquerschnitten.

Tab. 66: Korrelationen zwischen Trainingsumfang postoperativ zu sonografischen Messwerten der Muskeldicke der Kniestrecker

| Korrelation: Trainingsumfang zu Muskeldicke ... | Operiert | | Gesund | |
|--|---------------------|----------|---------------------|----------|
| | Spearman's r | p | Spearman's r | p |
| M. rectus femoris 70 % OSL | 0,698 | 0,004 | 0,591 | 0,020 |
| M. rectus femoris 50 % OSL | 0,763 | <0,001 | - | n.s. |
| M. rectus femoris 30 % OSL | - | n.s. | - | n.s. |

OSL = Oberschenkelänge

3.9.4 Einfluss der vorderen Instabilität

Eine Prüfung der Rangkorrelation (Spearman) wurde auch für den Messwert des Lachman-Testes der operierten Seite mit den weiteren Daten in dieser Studie vorgenommen.

Es ergaben sich keinerlei Zusammenhänge zum Sportumfang und zu den Scores, in denen die Kniefunktion in Alltag und Sport bewertet wurde. Des Weiteren konnten keine Beziehungen zu den ermittelten Messwerten der Gang- und Laufanalyse gefunden werden. Mit Ausnahme von einer Variablen wurden keine Korrelationen zwischen vorderer Instabilität und Werten der elementaren Schnelligkeitsdiagnostik gefunden. Lediglich für die zweite Phase des Beintappings sitzend ergab sich ein gering signifikanter, inverser Zusammenhang von kleiner Ausprägung zur Instabilität. Je größer die gemessene vordere Instabilität (Lachman), desto kleiner die Tappingfrequenz ($r = -0,460$, $p = 0,031$).

Zu den Werten der isokinetischen Drehmomentmessung mit $60^\circ/\text{s}$ und $180^\circ/\text{s}$ und zur isometrischen Kraftentwicklung der Knieextensoren der operierten Seite bestanden keine Korrelationen zur vorderen Instabilität im Kniegelenk der operierten Seite bzw. zur Seitendifferenz der Instabilität.

Ebenso wenig konnten signifikante Korrelationskoeffizienten zu den meisten Messwerten der sonografisch erfassten Muskeldicken der verschiedenen Anteile des M. quadriceps nachgewiesen werden. Lediglich für ausgewählte Werte der elektrischen Aktivität des isokinetischen Testes wurden Korrelationen zur gemessenen Instabilität (Lachman) gefunden. Es zeigte sich ein mittlerer inverser Zusammenhang zum iEMG des M. vastus medialis beim Test mit $60^\circ/\text{s}$ (Abb. 35). Dabei gilt: Umso größer die Instabilität, desto geringer die elektrische Aktivität des M. vastus medialis.

Für den M. vastus medialis ergaben sich auch für die Messungen mit $180^\circ/\text{s}$ gegenläufige, mittlere Zusammenhänge zum iEMG ($r = 0,579$, $p = 0,015$) und der mittleren Amplitude ($r = -0,523$, $p = 0,031$). Für die elektrische Aktivität des M. vastus lateralis und des M. rectus femoris konnten keine Beziehungen zur vorderen Instabilität

gefunden werden. Keine Zusammenhänge ergaben sich zwischen Lachman-Test und elektrischer Aktivität der 3 Muskelanteile bei maximaler willkürlicher Kontraktion (isometrische Kraftentwicklung).

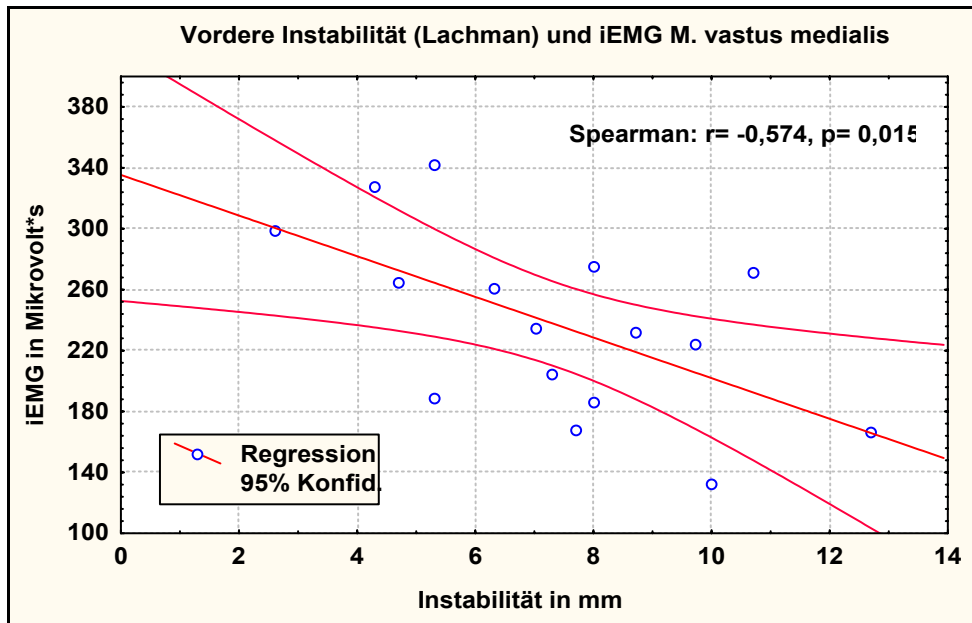


Abb. 35: Korrelation zwischen vorderer Instabilität (Lachman-Test) im Kniegelenk der operierten Seite und iEMG des M. vastus medialis der operierten Seite bei Extension (60°/ s)

Tab. 67: Korrelationen zwischen Lachman-Test (operierte Seite) zu Messwerten der elektrischen Aktivität (EMG) bei isokinetischer Knieextension, n = 18

| Korrelation: Lachman-Test zu ... | Operiert | |
|---|---------------------|----------|
| | Spearman's r | p |
| Isokinetik 60°/s (Extension) | | |
| iEMG M. rectus femoris | - | n.s. |
| iEMG M. vastus medialis | -0,578 | 0,015 |
| iEMG M. vastus lateralis | - | n.s. |
| mA M. rectus femoris | - | n.s. |
| mA M. vastus medialis | - | n.s. |
| mA M. vastus lateralis | - | n.s. |
| Isokinetik 180°/s (Extension) | | |
| iEMG M. rectus femoris | - | n.s. |
| iEMG M. vastus medialis | -0,579 | 0,015 |
| iEMG M. vastus lateralis | - | n.s. |
| mA M. rectus femoris | - | n.s. |
| mA M. vastus medialis | -0,523 | 0,031 |
| mA M. vastus lateralis | - | n.s. |

iEMG = integriertes EMG, mA= mittlere Amplitude

4 Diskussion

„Die Geschichte der vorderen Kreuzbandplastik zeigt eine variantenreiche Kreativität der orthopädischen Chirurgie auf der Suche nach der optimalen Versorgung dieser problematischen Verletzung“ (Temme C, Henche HR [188], S. 486). Eine 100% ige anatomische Rekonstruktion ist noch nicht möglich. Darin begründet sich auch, dass eine vollständige Wiederherstellung der Kniegelenkfunktion mit einer Kreuzbandersatzplastik derzeit nicht erreichbar ist. Postoperative Defizite in den verschiedenen Funktionsbereichen sind in zahlreichen Studien nachgewiesen worden. Die Beurteilung des Ergebnisses der Bandrekonstruktion am Kniegelenk bezieht sich in den bisherigen Veröffentlichungen auf sehr verschiedene Kriterien.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Ergebnisse verschiedener Mess- und Untersuchungserfahren in einem mittelfristigen postoperativen Zeitraum nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes erfasst. Neben üblichen Verfahren, wie beispielsweise die Erhebung des klinischen Befundes und der Erfassung von Scores und Daten der Muskelkraft, erfolgte auch die Untersuchung mit weniger bekannten Messverfahren, u.a. aus dem sportmotorischen Bereich (z.B. Tests zur elementaren Schnelligkeit).

Nachfolgend sollen die erhobenen Daten vor dem Hintergrund der Ergebnisse anderer Veröffentlichungen diskutiert werden. Anschließend soll daraus ableitend eingeschätzt werden, welche Variablen geeignet erscheinen, das mittel- bis langfristige Ergebnis einer VKB-Plastik zu beurteilen.

4.1 Fragebogen

Postoperative Beschwerde- und Verletzungsanamnese

Bei 3 Patienten (13 %) war es ab dem 6. Monat p.o. zu neuen Verletzungen oder Begleiterkrankungen des kreuzbandversorgten Kniegelenkes gekommen, davon musste sich ein Patient nochmals operieren lassen. Neben dem traumatisierten Patienten unterzogen sich noch 4 Patienten einer erneuten OP (Tab. 9), was einer Rate an Revisionsoperationen von 21,7 % entspricht! Zusätzlich wurden konservative therapeutische Behandlungen in Anspruch genommen.

Die Re-Operationsrate unserer Untersuchungsgruppe erscheint zunächst relativ hoch. In einer Metaanalyse von Freedman [67], in die insgesamt 34 Studien einbezogen waren, wurde für die Patienten der PSP-Gruppe eine durchschnittliche Rate von 6,3 %, für die STP-Gruppe von 3,3 % angeführt. Allerdings wurden von Freedman ausschließlich Operationen im Sinne einer Manipulation unter Narkose bzw. einer

operativen Lösung von Adhäsionen einbezogen. Diese Intervention war in unserem Patientenkollektiv nur in 2 der 5 Fälle (beides PSP-Patienten) notwendig, was einer Quote von 8,7 % entspricht, womit das Ergebnis eine annähernde Übereinstimmung mit dem von Freedman zeigt.

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung zeigten, dass für einen nicht unerheblichen Teil von Patienten mit VKB-Plastik auch nach Abschluss der üblichen Rehabilitationsmaßnahmen (bis max. 6 Monate) Beschwerden verbleiben, die einer Behandlung bedürfen.

Die Gründe für die erneuten operativen Maßnahmen lagen in unserem Patientenkollektiv in typischen postoperativen Komplikationen (Cyclops-Syndrom, Briden) oder Folgeschäden an Menisken oder Knorpel. Die Folgeschäden geben u.U. einen Hinweis darauf, dass die Gelenkmechanik postoperativ gestört ist (und bleibt), und somit Sekundärstrukturen des Kniegelenkes geschädigt werden können.

Es scheint daher wichtig, diese Aspekte in die prä- wie postoperative Beratung von kreuzbandverletzten Patienten einzubeziehen. Nach einer Kreuzbandrekonstruktion können offenbar persistierende Beschwerden, Folgeschäden und Wiederverletzungen nicht ausgeschlossen werden. Für die mittel- und langfristige Beurteilung des Behandlungsergebnisses der VKB-Rekonstruktion sind diese Kriterien (Sekundärschäden) als wichtig einzuschätzen.

Sportaktivität

In der vorliegenden Studie wurde ein Rückgang der postoperativen Sportaktivität festgestellt. Zwar nahmen fast alle Patienten postoperativ (21 von vorher 22 Sportaktiven) wieder ein regelmäßiges oder gelegentliches sportliches Training auf, aber in die gleiche Sportart und zu gleicher Trainings- und Wettkampftintensität kehrten nur 36,4 % der Patienten zurück. Ähnliche Ergebnisse sind bei Wittenberg [203] (36 %), Boszotta [27] (44%) und Schweiger [170] (47 %) ausgewiesen. Etwas höhere Raten finden sich bei Feller [59] (52 % STP-Gruppe, 54 % PSP-Gruppe), Bush-Joseph [34] (68 %) und Gobbi [79] (60 %), wobei in letzterer Studie ausschließlich Leistungssportler untersucht wurden. Auffällig geringere Rückkehrerquoten fanden sich nur in wenigen anderen Untersuchungen, wie bei Röpke [160] (30 %) und Mikkelsen [135] (22,7 %). Das Follow-up lag hier mit 2 bzw. 2,6 Jahren früher als in den zuvor aufgeführten Ergebnissen. Einen Hinweis auf die Abhängigkeit vom Nachbehandlungsvorgehen gibt die Studie von Mikkelsen [135]. In der Studiengruppe, die frühzeitig postoperativ auch Therapieübungen im offenen Bewegungssystem (Kräftigung des M. quadriceps im Bein-Curl) durchführten, kehrte eine größere Zahl

zum früheren Aktivitätsniveau zurück als in der Gruppe, die in der Rehabilitation zunächst ausschließlich mit Übungen im geschlossenen System behandelt wurde. Dieser mögliche Zusammenhang konnte in der hier vorliegenden Studie nicht überprüft werden, da alle Patienten nach dem gleichen Vorgehen rehabilitiert wurden – ein frühzeitiges isoliertes Muskeltraining im offenen System fand bei diesen Patienten keine Anwendung.

Noch geringere Prozentsätze bezüglich der Rückkehrquote zum präoperativen Sportniveau finden sich nur in Studien, wo Patienten untersucht wurden, bei denen die Behandlung der Kreuzbandruptur konservativ erfolgte. Offensichtlich ist die Belastbarkeit des Kniegelenkes durch die verbliebene VKB-Insuffizienz, die meist mit einer vorderen Instabilität korreliert, so beeinträchtigt, dass nur wenige Patienten in die High-Risk-Sportarten zurückkehren. In der Literatur finden sich Prozentsätze von 14 % [203], 20 % [112] bis 50 % [134]. Noyes et al. [144] überprüften die langfristige Wirksamkeit eines Rehabilitationsprogrammes und die zielgerichtete Modifikation von Aktivitäten in Alltag, Freizeit und Sport bei konservativer Behandlung einer vorderen Kreuzbandruptur. Fast 8 Jahre nach der Verletzung mit anschließender Therapie konnten 40 % der Patienten mit Beschränkungen und 29 % ohne Beschränkungen ihre Freizeitaktivitäten ausüben. Allerdings gelang es nur 15 % der Patienten mit Einschränkungen ihrem Wettkampfsport wieder nachzugehen und lediglich 9 % erreichten eine uneingeschränkte wettkampfsportliche Aktivität. In der Studie von Menke [134] zeigte sich zudem eine deutliche Abhängigkeit vom präoperativen Niveau der Sportausübung. Trotz der Kreuzbandinsuffizienz lag bei Leistungssportlern die Rückkehrquote mit 50 % wesentlich höher als in der Gruppe der Freizeitsportler (39 %). Kannus [112] konnte mit seinen Ergebnissen darauf verweisen, dass die Rückkehrquote auch vom Grad der Verletzung abhängt. Patienten mit einer Teilruptur erreichten immerhin in 66 % der Fälle das präoperative Sportniveau, bei vorliegender Totalruptur waren es nur 20 % der Patienten. Daraus könnte man schließen, dass die Stabilität des Kapsel-Band-Apparates einen wesentlichen Einfluss auf die weitere Sportaktivität hat. In unserer Studie waren zwar alle Patienten durch eine VKB-Plastik behandelt worden, jedoch lag nicht in allen Fällen eine suffiziente Versorgung vor (Tab. 26). Trotzdem konnte in der Prüfung der Korrelationen kein unmittelbarer Zusammenhang von gemessener vorderer Instabilität zum derzeitigen Sportumfang gefunden werden (Kap. 3.9.4).

In zahlreichen anderen Studien wurde die Rückkehrquote zum Sport mit wesentlich höheren Prozentsätzen (68 % [34] bis 85 % [160]) beziffert. Jedoch muss in diesen Studien davon ausgegangen werden, dass im Vergleich der prä- mit der postoperativen Sportaktivität nur die Sportart und nicht Umfang und Intensität der

Sportausübung Berücksichtigung fanden. Dies verändert das Gesamtergebnis wesentlich. In der eigenen Studie liegt bei diesem Auswertungskriterium – d.h. nur Berücksichtigung der Sportart – der Anteil der „Rückkehrer“ bei immerhin 54,5 %. In diesem Fall zeigen die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie eine höhere Übereinstimmung mit den zuletzt genannten Untersuchungen. Auch die unterschiedliche Zusammensetzung der Untersuchungsgruppe kann möglicherweise entscheidend sein - es gibt Hinweise, dass Leistungssportler häufig eine höhere Rückkehrquote aufweisen. Colombet und Mitarbeiter [36] hatten in ihrer Untersuchung mit 200 STP-Patienten, zu denen auch 113 Hochleistungssportler gehörten, 98 Athleten (= 86 % der Fälle) registriert, die ein Jahr nach der Operation das ursprüngliche Niveau der Sportaktivität wieder erreicht hatten. Der Einfluss einer frühfunktionellen Nachbehandlung, wie meist bei Sportlern angewendet, auf die postoperative Sportaktivität ist in diesem Zusammenhang nicht vollständig geklärt. Gründe könnten u.a. in einer geringeren postoperativen Morbidität liegen, wie Befürworter der beschleunigten Rehabilitation beobachteten [82, 89]. Auch Burger et al. [32] wiesen in ihrer Metaanalyse daraufhin, dass Patienten, die schnell zu riskanteren sportlichen Aktivitäten zurückkehren, weniger häufig von Komplikationen betroffen sind, als zögerliche Patienten.

Bei Klassifikation der postoperativen Sportaktivität hinsichtlich des Risikos der Gefährdung der Kniestabilität in der jeweiligen Sportart, zeigte sich ein auffälliges Absinken der Aktivität in den Sportartenklassen, die als High-Risk-Pivoting-Sportart bezeichnet werden (um 22,7 %, Tab. 11). Entsprechend kam es zu einer anteiligen Zunahme von Sportaktivitäten in den Klassen, die nur mit geringer oder keiner Gefährdung für die Kniestabilität eingestuft werden. Vergleichbare Ergebnisse liegen aus den Untersuchungen von Fink [63, 65], Hidas et al. [90] und Müller [139] vor. Auch in diesen Studien zeigte sich ein Rückgang der Aktivitäten in High-Risk-Pivoting-Sportarten um 11 bis 44 % (Tab. 68).

Tab. 68: Ergebnisse anderer Studien zur Sportaktivität nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | High-risk Präop. Post | | Low-risk Präop. Post | | Non-risk Präop. Post | | Kein Sport Präop. Post | |
|----------------------------|-------------|-------------------|---|-----|-------------------------|-----|-------------------------|------|---------------------------|----|
| Eigene Studie | 4 | 22 VKB | 14 | 9 | 4 | 4 | 4 | 6 | 0 | 3 |
| Fink et al. [63] | 5-6 | 47 PSP | 20 ⁴³ | 15 | 8 | 9 | 18 | 21 | 1 | 3 |
| | | 28 VKB-Insuff | 9 | 2 | 4 | 2 | 11 | 13 | 4 | 11 |
| Hidas et al. [90] | 7,2 | 42 PSP | 32 | 15 | Low + Non: | | 10 | 19 | 0 | 8 |
| | | 50 VKB-Insuff | 16 | 2 | Low + Non: | | 34 | 22 | 0 | 26 |
| Müller et al. [139] | 4,3 | 47 PSP | 35 | 24 | 8 | 9 | 3 | 11 | 0 | 4 |
| Fink et al. [65] | 11 | 46 PSP | | 56% | | 78% | | 128% | | |
| | | | [%Fälle je Kategorie in Abhängigk. von präop. Aktivität] | | | | | | | |
| Wittenberg et al. [203] | 3,25 | | Kontaktsportarten | | | | uneingeschränkter Sport | | | |
| | | 30 PSP | 60% | | | | 36% | | | |
| | | 30 VKB-Insuff | 34% | | | | 14% | | | |
| Bush-Joseph et al. [34] | 1,8 | 22 PSP | 15 Pat [68%] Sport auf präop. Level, 5 Pat mit geringen Einschränkungen, 2 Pat kein Sport | | | | | | | |
| Mikkelsen et al. [135] | 2,6 | 22 PSP-OKC | 12 Pat. [54,5%] Sport auf präop. Level, 8 Pat. Sport auf reduziertem Level, 2 Pat. kein Sport | | | | | | | |
| | | 22 PSP-CKC | 5 Pat. [22,7%] Sport auf präop. Level, 15 Pat. Sport auf reduziertem Level, 2 Pat. kein Sport | | | | | | | |
| Kannus et al. [112] | 8 | 41 Insuff-Partial | 27 Pat. [66%] Sport auf präop. Level | | | | | | | |
| | | 40 Insuff-Total | 8 Pat. [20%] Sport auf präop. Level | | | | | | | |
| Menke et al. [134] | 5-12 | 90 VKB-Insuff | Leistungssportler: 50% Sport auf früherem Niveau Freizeitsportler: 39% Sport auf früherem Niveau | | | | | | | |

Pat = Patient

VKB-Insuff = konservativ behandelte VKB-Ruptur

Insuff-Partial = konservativ behandelte VKB-Partialruptur

Insuff-Total = konservativ behandelte VKB-Totalruptur

CKC = Therapie p.o. nur mit Übungen im geschlossenen System

OKC = Therapie ab 6. Wo. p.o. gemischt mit Übungen im offenen und geschlossenen System

Aus den anamnestischen Angaben der Patienten konnte auch herausgefunden werden, dass zu einem hohen Prozentsatz (77,8 %) kniebedingte Gründe zur Veränderung in der Intensität und dem Umfang der Sportaktivität sowie zum Sportartenwechsel führten. Dass auch persönliche, familiäre und berufliche Gründe das Sport- und Freizeitverhalten beeinflussen können, muss selbstverständlich berücksichtigt werden. Darauf wurde bereits in anderen Studien hingewiesen [133, 163]. In der Untersuchung von Ruiz [163] hatten 7 Jahre p.o. 12 von 30 Patienten ihre erste Wahl Sportart gewechselt, jedoch mit Ausnahme von einem Fall nicht ausschließlich wegen kniebedingter Gründe. In unserer Studie spielten aber andere Gründe, die nicht im Zusammenhang mit dem Knie standen, mit anteiligen 22,2 % eher eine geringere Rolle.

⁴³ Alle angegebenen Werte beziehen sich auf die „Gesamtsportaktivität“. In dieser Bewertung sind auch das Niveau der Sportausübung (Häufigkeit/ Dauer) und Niveau der Aktivität (knie-spezifische Symptome bei Sport) berücksichtigt.

Bei Vergleich des Trainingsumfanges vor und nach der Kreuzbandoperation gab es nahezu keine Änderungen. Bei der Prüfung auf Korrelationen zwischen Trainingsumfang (Trainingsstunden/ Woche) und den anderen Variablen der Mess- und Untersuchungsverfahren dieser Studie, konnte kein Einfluss nachgewiesen werden. Es ergaben sich lediglich signifikante Korrelationen zur Muskeldicke des M. rectus femoris (Kap. 3.9.3). Dies scheint zwar teilweise erklärbar, denn eine umfangreiche Sportaktivität lässt einen Zusammenhang zur Muskelmorphologie durchaus vermuten. Da jedoch auf der anderen Seite keinerlei Beziehungen zu anderen Werten der Muskelkraftdiagnostik (Drehmomentmessung) gefunden wurden, muss eher von einem zufälligen Befund ausgegangen werden.

Aus den bisherigen Ausführungen kann geschlussfolgert werden, dass Änderungen im Sportverhalten nach einer Kreuzbandverletzung mehr in der Art der Sportausübung als im Umfang des Sports liegen. Es werden kaum die Trainingsstunden pro Woche reduziert, weshalb diesbezüglich auch kaum Beziehungen zu anderen Daten nachzuweisen waren. Vielmehr wird meist in eine andere Sportart gewechselt oder die Aktivität vom Wettkampfsport Richtung Freizeit- und/ oder Wochenendsport verändert.

Weiterhin ist festzustellen, dass die Erfassung der postoperativen Sportaktivität eher für die kurzfristige Beurteilung des Behandlungsergebnisses ein zweckmäßiges Kriterium darstellt. Dann ist jedoch notwendig, genaue Angaben zur Sportart sowie zur Intensität der Sportausübung zu erheben. Die von Fink angewendete „Innsbruck Knie-Sportfähigkeitsklassifikation“ stellt sich dahingehend als geeignet dar. Allerdings erscheint eine weitere Überarbeitung und Evaluation dieses Klassifikationsschemas notwendig. Der Originalversion liegt ein Schema zu Grunde, bei dem die Sportart hinsichtlich der Kniebelastung, insbesondere nach den Anforderungen an die Stabilität, in 3 Kategorien eingeordnet wird. Berücksichtigt werden der Anteil an schnellen Drehungen, plötzlichen Stopps und unkontrollierten Sprungbewegungen. Volleyball (als eine Sportart ohne Gegnereinwirkung) wird in dieser Klassifikation als „High-Risk-Pivoting“-Sportart eingestuft, alpines Ski fahren hingegen als „Low-Risk-Pivoting“-Sportart eingeordnet. Die speziellen Gefährdungen des Kniegelenkes beim Ski fahren durch das Sportmaterial (z.B. Hebelwirkung des Skis) finden damit wenig Beachtung. Daher scheint es erforderlich, die Kniegefährdung durch eine Sportart nicht ausschließlich an den vermeintlichen Beanspruchungen durch „Pivot“-Bewegungen festzumachen, sondern die bisherige Klassifikation auf der Basis von Verletzungsstatistiken, die als Maßstab der Risikogefährdung einer Sportart dienen können, zu überarbeiten. Außerdem ist, wie oben bereits diskutiert, die Sportartenklassifikation allein nicht ausreichend. Wesentlich erscheint auch die Symptomatik bei Sportausübung zu hinterfragen. Die meisten Patienten gaben im offenen Fragekomplex entsprechende

Beschwerden und Unsicherheiten am operierten Knie an. Auch die Ergebnisse des KOS-Scores Sport, die im Weiteren noch zu erörtern sind, geben einen Hinweis auf Restbeschwerden und Einschränkungen am Knie bei sportlicher Aktivität (vgl. [63]).

Insgesamt ist festzustellen, dass es wichtig ist, in künftigen Studien eine genaue Klassifikation der Gründe vorzunehmen, die zur Veränderung der postoperativen Sportaktivität gegenüber dem präoperativen Niveau geführt hat. Gründe, die nicht mit der Verletzung und Behandlung des Kniegelenkes zu tun haben, müssen von kniebedingten Gründen abgegrenzt werden. Insofern dürfte das Kriterium „Sportaktivität“ nur für Evaluationen bis ca. 5 Jahre postoperativ von Interesse sein. In längeren Zeiträumen werden alters- und lebensumständebedingte Veränderungen auf die Sportaktivität Einfluss haben, so dass dieses Beurteilungskriterium dann seine Eindeutigkeit verliert.

4.2 Scores

4.2.1 Lysholm-Score

Im Lysholm-Score, das die subjektive Zufriedenheit mit der Kniefunktion bei alltäglichen Tätigkeiten erfasst, erreichte die hier untersuchte Patientengruppe 93,0 Punkte (Median). Eine ähnlich gute Bewertung wurde in sehr vielen Studien belegt: Das durchschnittliche Lysholm-Score liegt zwischen 80 und 97 Punkten (Tab. 69).

Allerdings erscheint die alleinige Betrachtung des mittleren Scorewertes für eine Untersuchungsgruppe nicht trennscharf genug. Diejenigen Patienten, die mit der postoperativen Funktionsfähigkeit nicht zufrieden sind, werden durch diese Auswertungsmethodik nicht ausreichend widerspiegelt. Die qualitative Aussage erhöht sich, wenn die Häufigkeiten auf jeder Bewertungsstufe (sehr gut, gut, befriedigend, schlecht) betrachtet werden. In der vorliegenden Studie bewerteten 6 Patienten (26,1 %) den Kniezustand als „sehr gut“ (≥ 95 Punkte), 11 Patienten (47,8 %) als „gut“.

Diese Form der Auswertung wurde nur bei ausgewählten Studien genutzt. Eine hohe Übereinstimmung zu den eigenen Ergebnissen findet sich bei Wittenberg et al. [203], die in einer Gruppe von 30 kreuzbandoperierten Patienten (PSP) zu 28 % „sehr gute“ und zu 47 % „gute“ Ergebnisse beobachteten. Ein etwas anderes Verteilungsmuster zu Gunsten sehr guter Ergebnisse registrierten Wülker et al. [207] in ihrer Untersuchung an 156 Patienten mit Kreuzbandplastik. 72 Patienten (46,2 %) bewerteten die Kniefunktion mit „sehr gut“, 37 Patienten (23,7 %) mit „gut“ und alle weiteren Patienten mit „befriedigend“ oder schlechter. Auffällig bessere Ergebnisse wiesen Grøntvedt et al. [82] in ihrer vergleichenden Studie von 3 verschiedenen OP-Techniken zur

Versorgung einer VKB-Ruptur auf. In der Gruppe von 48 PSP-Patienten beurteilten 5 Jahre p.o. 21 Patienten (44 %) ihre Kniefunktion mit „sehr gut“, 25 Patienten (52 %) mit „gut“ und nur 2 Patienten (4 %) mit „befriedigend“.

Die subjektive Bewertung hängt wesentlich vom Anspruchsniveau und dem Aktivitätsgrad des Patienten ab. Einerseits sind bei erhöhter Beanspruchung des Kniegelenkes (z.B. durch Sport) eher Symptome zu erwarten, andererseits werden bei der häufig hohen Motivation von Sportlern verbliebene Resteinschränkungen vom Patienten in der sportlichen Aktivität schneller ignoriert. Auf diese Problematik in der Bewertung von Scores verwiesen bereits Wülker et al. [207]. Diese Autoren fanden dazu jedoch keinen statistisch gesicherten Zusammenhang. Durch die hier vorliegende Studie konnte das Ergebnis von Wülker nicht unmittelbar bestätigt werden. Für unsere Patienten zeigte sich ein schwach signifikanter positiver Zusammenhang der Ergebnisse des Lysholm-Scores zum postoperativen Aktivitätsniveau nach Tegner.

Zusätzlich scheint das Nachuntersuchungsintervall einen Einfluss auf die Bewertung der Kniefunktion zu haben. In der eigenen Untersuchung zeigte sich eine signifikante Zunahme des Lysholm-Scores in der frühen postoperativen Phase. Der Wert für die letzte Nachuntersuchung 4 Jahre p.o. war zwar etwas höher als 12 Wochen postoperativ, die Zunahme erwies sich jedoch als statistisch nicht signifikant. Als gesichert gilt, dass die Heilung nach 12 Wochen noch nicht abgeschlossen ist und sich bis zu einem Jahr und darüber hinaus – meist im Zusammenhang mit steigender Aktivität – die Symptomatik eher positiv verbessert und damit die Zufriedenheit mit der Kniefunktion noch ansteigt. Derartiges wird u.a. von Witvrouw [204] und Risberg [157] bestätigt, die zunehmende Lysholm-Scores innerhalb eines Zeitintervalls von einem bzw. 2 Jahren fanden. Andere Studien weisen auf gegensätzliche Verlaufsveränderungen hin [82, 92]. Dort zeigte sich, nach anfänglichen Verbesserungen der Bewertung im Lysholm-Score (postoperative Phase bis 2 Jahre), später wieder ein Absinken der Zufriedenheit mit der Kniefunktion (Tab. 69), was mit beginnenden degenerativen Veränderungen in Zusammenhang gebracht wird. Diese bedingen eine erneute Verschlechterung der Zufriedenheit mit der Kniefunktion im weiteren Verlauf. Dies kann anhand der Daten in der hier vorliegenden Untersuchung nicht überprüft werden, da Angaben für den Zeitraum 0,5 bis 4 Jahre nicht erhoben wurden.

Tab. 69: Ergebnisse anderer Studien zum Lysholm-Score nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | Lysholm (Punkte) |
|--------------------------------------|----------|--------------------------------|---------------------|
| Eigene Studie | 4 | 23 VKB | 93,0 (83-96) |
| Fremerey et al. [72] | 0,5 | 20 PSP | 90,8 ± 5,2 |
| Wülker et al. [207] | 2,6 | 156 PSP | 85,0 ± 13,2 |
| Bach et al. [13] | 3,1 | 62 PSP | 88 (Range 52-100) |
| Wittenberg et al. [203] | 3,25 | 30 PSP | 86 |
| | | 30 VKB-Insuff | 72 |
| Järvela et al. [104] | 7,0 | 86 | 83 (Range 33-100) |
| Längsschnittstudien | | | |
| Risberg et al. [157] | 0,5 | 120 PSP | 84,8 ± 12,7 |
| | 1,0 | | 88,0 ± 14,3 |
| | 2,0 | | 89,0 ± 12,3 |
| Grøntvedt et al. [82] | 1,0 | 50 PSP | 91,9 |
| | 2,0 | | 94,7 |
| | 5,0 | | 93,3 |
| Hoffmann et al. [92] | 2,0 | 65 STP | 93 |
| | 6,0 | 40 STP | 91 |
| Vergleichsstudien PSP vs. STP | | | |
| Witvrouw et al. [204] | 0,5 | 17 PSP | 88,9 ± 9,1 |
| | | 32 STP | 84,9 ± 14,6 |
| | 1,0 | 17 PSP | 93,5 ± 8,7 |
| | | 32 STP | 90,2 ± 13,1 |
| Eriksson et al. [57] | 2,6 | 80 PSP | 85 (Range 46-100) |
| | | 74 STP | 86 (Range 45-100) |
| Gobbi et al. [79] | 3,0 | 40 PSP (Athl) | 90 (80-100) |
| | | 40 STP (Athl) | 92 (80-100) |
| Pokar et al. [155] | 5,0 | 27 PSP (akut op.) | 97,1 |
| | | 92 PSP (op. nach alter Ruptur) | 93,8 |
| | | ZF 119 PSP | 94,6 (Range 66-100) |
| Gaweda et al. [74] | 3,5 | 28 STP (chron. Insuff) | 80,5 ± 14,2 |
| | | 12 STP (akut op.) | 80,7 ± 11,5 |
| | | 18 PSP (Bonestaple) | 81,6 ± 19,1 |
| | | 20 PSP (Interferenzscrews) | 91,3 ± 8,1 |
| Fink et al. [65] | 6,2 | 52 PSP | 95,5 ± 3,8 |
| | | 32 VKB-Insuff | 84,6 ± 11,9 |
| | 11,0 | 46 PSP | 96,2 ± 3,9 |
| | | 25 VKB-Insuff | 83,4 ± 13,2 |

VKB-Insuff = konservativ behandelte VKB-Ruptur

Athl = zum Zeitpunkt der Verletzung leistungssportlich aktive Athleten

4.2.2 Tegner-Aktivitätsscore

Das Tegner-Score wird als Aktivitätsscore vor allem für die retrospektive Bewertung und den Vergleich der Aktivität vor und nach einer Behandlung/ Operation in zahlreichen Studien verwendet. Ergänzend zu den Angaben der Sportaktivität, wie bereits unter 4.1 diskutiert, findet beim Tegner-Score auch die körperliche Belastung im Beruf Berücksichtigung.

In der vorliegenden Studie konnte ein Rückgang des Aktivitätslevels nach Tegner von präoperativ 7 auf postoperativ 5 verzeichnet werden. Dieses Ergebnis steht in Übereinstimmung mit zahlreichen anderen Studien (Tab. 70), in denen ebenfalls ein Trend zur Abnahme der sportlichen wie beruflichen Aktivität nach der Kreuzbandverletzung zu erkennen war. Andere Ergebnisse finden sich nur bei Studien, in denen die Erfassung der Sportaktivität unmittelbar vor der Operation, d.h. bei Vorliegen des akuten Traumas, vorgenommen wurde. Durch die Verletzung ist die Aktivität selbstverständlich reduziert, so dass sich im Verlauf der Nachbehandlung eine Zunahme des Tegner-Scores beobachten lässt ([57], Tab. 70). Dieses Vorgehen erlaubt allerdings keine sinnvolle Abschätzung des Behandlungserfolges, denn die Durchführung der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes ist für den Patienten häufig mit dem Wunsch verbunden, den gewohnten Sport- und Freizeitaktivitäten wieder nachgehen zu können. Insofern scheint für eine Erfolgsbeurteilung nur der Vergleich des Aktivitätslevels vor dem Trauma mit dem nach der Behandlung angebracht.

Tab. 70: Ergebnisse anderer Studien zum Tegner-Score nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | Tegner präop | Tegner postop |
|-------------------------------|-------------|----------------------|-----------------|------------------|
| Eigene Studie | 4 | 23 | 7 (4-7) | 5 (4-7) |
| Wülker et al. [207] | 2,6 | 156 PSP | 6,9 (± 0,9) | 5,9 (±1,2) |
| Bach et al. [13] | 3,1 | 62 PSP | 6,3 (1-9) | 7,6 (7-10) |
| Ott et al. [147] | 5,0 | 151 PSP Acute (n=95) | 7,0 (3-10) | 5,3 (1-10) |
| | | Chronic (n=56) | 6,6 (3-9) | 5,0 (2-9) |
| Längsschnittstudien | | | | |
| Grøntvedt et al. [82] | 1,0 | 50 PSP | 6,5 | 5,1 |
| | 2,0 | | | 6,0 |
| | 5,0 | | | 5,3 |
| Hoffmann et al. [92] | 2,0 | 65 STP | k.A. | 6,0 |
| | 6,0 | 40 STP | | 6,2 |
| Vergleichsstudien PSP vs. STP | | | | |
| Röpke et al. [160] | 2,0 | 20 PSP | 6,9 (4-9) | 5,6 |
| | | 20 STP | 6,9 (4-9) | 6,7 |
| Jansson et al. [103] | 2,0 | 43 PSP | k.A. | 6,1 (2-9) |
| | | 46 STP | | 6,0 (0-10) |
| Eriksson et al. [57] | 2,6 | 80 PSP | 2 (1-10) | 4 (1-10) |
| | | 74 STP | 2 (0-6) | 6 (1-10) |
| Gobbi et al. [79] | 3,0 | 40 PSP (Athl) | 7,5 (3-9) | 6,5 (3-9) |
| | | 40 STP (Athl) | 7,5 (3-10) | 6,7 (2-9) |

Acute = VKB-Plastik <90 Tage nach Unfall

Chronic = VKB-Plastik >90 Tage nach Unfall

Athl = zum Zeitpunkt der Verletzung leistungssportlich aktive Athleten

Durch das Design des Scores kann mit der Einordnung in das Aktivitätslevel aber nicht herausgefunden werden, in welchem Bereich (Beruf oder Sport) die Aktivitätsverringerung begründet liegt. In der vorliegenden Studie konnte anhand des

offenen Fragebogens belegt werden, dass nur sportbedingte Veränderungen vorlagen. Kein Patient wechselte seine berufliche Tätigkeit, weil kniebedingte Einschränkungen in der Belastbarkeit vorlagen.

Um die qualitative Aussage zu erhöhen, werden in vielen Studien die einzelnen Stufen in Klassen zusammengefasst und die Häufigkeiten pro Klasse ausgewertet. Damit lassen sich die Veränderungen im Aktivitätsniveau wesentlich genauer erfassen als allein über den Mittelwert (Median). In der vorliegenden Untersuchung zeigte sich ein deutlicher Rückgang in der Klasse mit hohem Aktivitätsniveau (Tegner-Score > 7). Präoperativ waren 13 Patienten (56,5 %) auf diesem Level aktiv, postoperativ hingegen nur noch 8 (34,8 %).

Tab. 71: Ergebnisse anderer Studien zum Tegner-Score nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | Tegner präoperativ % der Fälle (n) | | | Tegner postoperativ % der Fälle (n) | | |
|------------------------------|-------------|----------------------|--|-----------------|------------------|---|-----------------|-----------------|
| | | | 0 - 3 | 4 - 6 | 7 - 10 | 0 - 3 | 4 - 6 | 7 - 10 |
| Eigene Studie | 4 | 23 | 8,7% (n=2) | 34,8% (n=8) | 56,5% (n=13) | 21,7% (n=5) | 43,5% (n=10) | 34,8% (n=8) |
| Wittenberg et al. [203] | 3,25 | 19 PSP | | | | 10% (n=3) | 50% (n=15) | 40% (n=12) |
| Wülker et al. [207] | 2,6 | 156 PSP | 0,7% (n=1) | 30,1% (n=47) | 69,2% (n=108) | 7,0% (n=11) | 55,8% (n=87) | 37,2% (n=58) |
| Fremerey et al. [71] | 3,9 | 15 PSP ¹⁾ | 0 | 66,6% (n=10) | 33,3% (n=5) | 6,6% (n=1) | 73,3% (n=11) | 20,0% (n=3) |
| Fremerey et al. [71] | 3,9 | 15 PSP ²⁾ | 0 | 57,1% (n=8) | 42,9% (n=6) | 0 | 78,6% (n=11) | 21,4% (n=3) |
| Grøntvedt et al. [82] | 1,0 | 50 PSP | 6% (n=2) | 40% (n=20) | 56% (n=28) | 18% (n=9) | 50% (n=27) | 32% (n=16) |
| | 2,0 | | | | | 2% (n=1) | 59% (n=27) | 39% (n=18) |
| | 5,0 | | | | | 13% (n=6) | 60% (n=29) | 27% (n=13) |
| Vergleichsstudie PSP vs. STP | | | | | | | | |
| Eriksson et al. [57] | 2,6 | 80 PSP | | | | 23% | 42% | 35% |
| | | 74 STP | | | | 24% | 42% | 34% |

¹⁾ Endo = endoskopische OP-Technik

²⁾ Open = Offene OP-Technik (PSP)

Ähnliche Ergebnisse fanden sich bei Wülker et al. [207]. Auch die Ergebnisse von Eriksson [57] und Wittenberg [203] lieferten bezüglich des postoperativen Aktivitätslevel vergleichbare Resultate. In der Untersuchung von Fremerey [71] ist der prozentuale Anteil von Patienten, die ein hohes Aktivitätsniveau realisieren, auffällig geringer. Dies könnte an der Zusammensetzung des Patientenkollektivs liegen – wahrscheinlicher ist aber, dass, wie im Artikel von Fremerey als Quelle angegeben, die schwedische Originalversion zur Bewertung herangezogen wurde. In diesem ist jedoch eine Zuordnung von in Deutschland typischen Sportaktivitäten nicht ohne weiteres

möglich bzw. gilt die Gewichtung der Sportarten im jeweiligen Level für hiesige Verhältnisse als nicht genügend. Darauf verwies auch Wülker [207], der dieses Score auf deutsche Verhältnisse anpasste. In der hier vorliegenden Studie wurde dieses modifizierte Score verwendet. Daher ist ein unmittelbarer Vergleich der Häufigkeitsverteilungen in den Aktivitätsklassen aus anderen Studien nur bedingt bzw. nur bei genauer Kenntnis der verwendeten Version des Scores möglich. Ferner muss noch auf den Zeitfaktor verwiesen werden. Grøntvedt et al. [82] fanden nach einem anfänglichen Ansteigen des Tegner-Scores (bis 2 Jahre p.o.), nachfolgend einen Rückgang bis zum 5. postoperativen Jahr. Inwiefern zunehmende intraartikuläre Gelenkveränderungen degenerativer Art nach einer VKB-Plastik eine Rolle spielen, ist eher eine spekulative Annahme, da die Autoren dies in ihrer Studie nicht näher untersucht haben.

Für die unbehandelte Ruptur des vorderen Kreuzbandes gibt es in der Literatur klare Darstellungen über den natürlichen Verlauf von einsetzenden Knorpel- und Meniskusläsionen und der damit verbundenen zunehmenden Funktionseinschränkung [46, 177]. Dagegen sind die Verläufe nach einer VKB-Rekonstruktion noch nicht vollständig klar. Langzeitergebnisse einzelner Studien weisen jedoch darauf hin, dass im Vergleich zum präoperativen Zustand im Laufe von 5 bis 10 Jahren eine deutliche Arthroseentwicklung im operierten Kniegelenk stattfindet, insbesondere bei Patienten, bei denen zusätzlich eine Meniskektomie durchgeführt wurde [154, 163].

4.2.3 OAK-Score

Im OAK-Score erreichte die hier untersuchte Gruppe von Kreuzbandpatienten mit 91,5 Punkten ein als „sehr gut“ zu bewertendes Ergebnis. In der Häufigkeitsverteilung wurden nur zwei Patienten (9,1 % der Fälle) in die Kategorie „befriedigend“ bzw. „schlecht“ eingeordnet. Daraus kann geschlossen werden, dass offenbar der klinische Befund, der zu 75 % in die Bewertung des OAK-Scores eingeht, gekoppelt mit der subjektiven Einschätzung der Kniefunktion für unsere Patientengruppe als „gut“ oder besser beurteilt werden kann.

Bei Müller [138] wie bei Fink [65] sind für Patienten mit Rekonstruktion des VKB (PSP) vergleichbare Ergebnisse wie bei unseren Patienten zu finden. Auffällig schlechtere Score-Werte ergaben sich in der Studie von Fink für die Gruppe mit VKB-Insuffizienz. Wittenberg et al. [203] hatten auch eine Gruppe mit Kreuzbandrekonstruktion mit einer konservativ behandelten Gruppe verglichen. Die operativ bandplastisch versorgte Gruppe erreichte im OAK-Score gleichfalls deutlich bessere Ergebnisse als die

Patientengruppe mit VKB-Insuffizienz. Das mittlere OAK-Score der operierten Gruppe war jedoch etwas schlechter als in unserer Studie.

In der vergleichenden Literaturanalyse wird außerdem deutlich, dass der Zeitpunkt der Nachuntersuchung Einfluss auf das OAK-Score zu haben scheint. Bei kurzen Nachuntersuchungsintervallen, wie bei Hrubesch [95] (1,6 Jahre p.o.), zeigte sich gegenüber den Ergebnissen von Wittenberg [203] (3,25 Jahre p.o.) und der eigenen Untersuchung (4 Jahre p.o.) ein höherer Anteil an Patienten mit befriedigenden und schlechten Ergebnissen. Der Kniebefund und die subjektive Einschätzung der Kniefunktion bleiben im mittel- bis langfristigen Zeitraum (6 - 11 Jahre p.o.) hingegen offenbar relativ stabil [65]. Diese Tatsache steht im gewissen Widerspruch zu der bei der Diskussion des Lysholm- und Tegner-Scores geäußerten Vermutung, dass sich im postoperativen Zeitverlauf durch einsetzende degenerative Veränderungen die Beurteilung der Kniefunktion möglicherweise verschlechtert (vgl. [82], Tab. 70, 71). Zumindest hätten dann degenerative Veränderungen an den Kniestrukturen offenbar kaum einen Einfluss auf den allgemeinen Gelenkbefund (Beweglichkeit, Stabilität), der wesentlicher Inhalt des OAK-Scores ist.

Diese Hypothese wird durch Ruiz et al. [163] bekräftigt, die Langzeitergebnisse nach vorderer Kreuzbandplastik (5 - 9 Jahre p.o.) vorlegten. Sie stellten eine Verbesserung der Scores von Lysholm und Tegner sowie der Kniestabilität fest, konnten aber gleichzeitig in 50 % der Fälle frühzeitige degenerative Veränderungen nachweisen. Diese Ergebnisse wie die klinischen Erfahrungen zeigen, dass häufig die Symptomatik nicht mit dem strukturellen Befund des Gelenkes übereinstimmt.

Insgesamt muss festgehalten werden, dass sich zum OAK-Score in der Literatur nur im begrenzten Maß Vergleichsdaten finden lassen. Häufiger wird in klinischen Studien inzwischen der IKDC⁴⁴ angewendet, der klinische, funktionelle und radiologische Kriterien berücksichtigt. Das sehr differenzierte Bewertungssystem macht die Beurteilung einzelner Items zum Teil sehr schwierig [100]. Insbesondere der klinische Befund und dabei besonders die millimetergenaue Bewertung der Bandstabilität im manuellen Test erfordert eine große klinische Erfahrung des Untersuchers⁴⁵.

⁴⁴ Score des IKDC (International Knee Documentation Committee) = Knie-Score zur Untersuchung von Kniebandverletzungen (Beschreiber: Benedetto 1992)

⁴⁵ Da die erforderlichen Voraussetzungen (große klinische Erfahrung, Röntgen) nicht gewährleistet waren, wurde auf diesen Test in der vorliegenden Studie verzichtet.

Tab. 72: Ergebnisse anderer Studien zum OAK-Score nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | OAK (Punkte) |
|----------------------------|-------------|---------------|----------------------------|
| Eigene Studie | 4 | 22 | 91,5 (86-95) |
| Hrubesch et al. [95] | 1,6 | 44 PSP | 9 Pat. (20,5 %) = sehr gut |
| | | | 22 Pat. (50,0 %) = gut |
| | | | 10 Pat. (22,7%) = mäßig |
| | | | 3 Pat. (6,8 %) = schlecht |
| Wittenberg et al. [203] | 3,25 | 30 PSP | 84 |
| | | 30 VKB-Insuff | 73 |
| Müller et al. [138] | 3,4 | 51 PSP | 31 Pat. (61 %) = sehr gut |
| | | | 15 Pat. (29 %) = gut |
| | | | 4 Pat. (8 %) = mäßig |
| | | | 1 Pat. (2 %) = schlecht |
| Längsschnittstudie | | | |
| Fink et al. [65] | 6,2 | 52 PSP | 89,2 ± 6,9 |
| | | 32 VKB-Insuff | 76,7 ± 13,6 |
| | 11,0 | 46 PSP | 90,5 ± 5,7 |
| | | 25 VKB-Insuff | 76,3 ± 11,1 |

VKB-Insuff = konservativ behandelte VKB-Ruptur

4.2.4 KOS-Score ADL

Das KOS-Score ADL bestätigte das vorliegende Ergebnis des Lysholm-Scores. Mit einem mittleren Wert von 74 Punkten (von maximal 80) wird die Kniefunktion im Alltag in der vorliegenden Untersuchungsgruppe als „sehr gut“ eingeschätzt. Des Weiteren ergab sich eine hohe Übereinstimmung des aus dem Score errechneten Prozentwertes (92,5 %) mit dem Ergebnis aus der Analogskala (95 %). Bei der Evaluation dieses Scores durch Irrgang und Mitarbeiter [100] zeigte sich ebenfalls eine hohe Konformität von Score und Analogskala, wobei die gefundene Korrelation höher als die zwischen Lysholm-Score und Analogskala war. „This indicates that the Activities of Daily Living Scale is a better measure of an individual's perceived level of function than is the Lysholm Knee Scale“ (Irrgang et al. [100], S. 1141).

Aus den eigenen Ergebnissen wird deutlich, dass zu einem Zeitpunkt von 4 Jahren postoperativ offensichtlich das verletzte Knie im Alltag nur geringe Einschränkungen und Symptome hervorruft. Vergleichsdaten sind in der Literatur nur wenige zu finden, sicher auch deshalb weil dieses Score erst seit 1998 veröffentlicht ist und damit offenbar noch keine so weite Verbreitung gefunden hat.

Pantano et al. [148] fanden in ihrer Gruppe Ergebnisse, die mit den Daten aus unserer Studie vergleichbar sind. Diese Untersuchung bestätigt ebenso die hohe Übereinstimmung von Analogskala und hochgerechnetem Prozentwert des KOS-Scores ADL. Die Untersuchung von Fitzgerald [66] zeigt im KOS-Score ADL ebenfalls „sehr gute“ Ergebnisse, was insofern etwas überraschend ist, da bei dieser Studie

Patienten mit konservativer Behandlung untersucht wurden. Auffällig ist dabei aber zugleich die geringe Übereinstimmung von Score und Analogskala (AS).

Tab. 73: Ergebnisse anderer Studien zum KOS-Score ADL nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | ADL „roh“ [Max 80 Pkt] | ADL [%] | AS-ADL [0-100] |
|----------------------------|----------|---------------------|---------------------------|----------------------------|-------------------------|
| Eigene Studie | 4 | 23 | 74,0 (68-79) | 92,5 (85,0-98,8) | 95,0 (90-100) |
| Fitzgerald et al. [148] | k.A. | 9 VKB ^a | | 91,4 ± 6,2 | 78,0 ± 8,0 |
| | | 6 VKB ^b | | 90,9 ± 4,6 | 75,8 ± 11,1 |
| Pantano et al. [66] | 3 | 44 VKB ^c | | 91 ± 9 | 92 ± 9 |

AS-ADL = Analogskala 0-100

k.A. = keine Angabe

^a = Patienten mit erfolgreich konservativ behandelter VKB-Ruptur, Rückkehr zu High-Level-Aktivitäten

^b = Patienten mit fehlgeschlagener konservativ behandelter VKB-Ruptur

^c = Patienten mit VKB-Plastik (PSP oder Achillessehne)

4.2.5 KOS-Score Sport

Das weniger bekannte KOS-Score Sport wurde für diese Untersuchung ausgewählt, da dieses in der Bewertung Symptome bei Sportausübung und Einschränkungen bei sporttypischen Bewegungen in skalierter Form (6 Stufen) erfasst, wodurch die Kniefunktion unter sportlicher Beanspruchung gut widerspiegelt wird.

In der vorliegenden Studie ergab die subjektive Beurteilung der Sportfähigkeit anhand dieses Scores 47,5 Punkte (von max. 55 Punkten im sogenannten „rohen“ Score). Das entspricht 86,4 % und ist als „gut“ einzuschätzen. Ähnlich wie beim KOS-Score ADL konnte auch für das KOS-Score Sport eine hohe Übereinstimmung dieses Ergebnisses mit der Einschätzung der Kniefunktion beim Sport auf der Analogskala gefunden werden. Für dieses Score liegen ebenfalls kaum Vergleichswerte aus der Literatur vor. Die Ergebnisse von Pantano [148] zeigten zu den vorliegenden Daten unserer Studie eine hohe Konformität (Tab. 74).

Tab. 74: Ergebnisse anderer Studien zum KOS-Score Sport nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | Sport „roh“ [Max 80 Pkt] | Sport [%] | AS-Sport [0-100] |
|----------------------|----------|---------------------|-----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| Eigene Studie | 4 | 22 | 47,5 (43-52) | 86,4 (80,0-95,0) | 82,5 (75,0-98,0) |
| Pantano et al. [66] | 3 | 44 VKB ^a | | 83 ± 18 | 80 ± 23 |

AS-Sport = Analogskala 0-100

^a = Patienten mit VKB-Plastik (PSP oder Achillessehne)

4.2.6 Zusammenfassung: Scores und Korrelationen

Für die gesamte Untersuchungsgruppe ergaben sich in der Einschätzung der Kniefunktion in Alltag und Sport in den verschiedenen Scores Ergebnisse, die als „gut“ bis „sehr gut“ bewertet werden dürfen.

Zwischen den bisher wenig evaluierten Scores KOS-Score ADL und Sport zeigte sich eine positive Korrelation, d.h. eine hohe Knie-Zufriedenheit im Sport korrelierte mit einer solchen im Alltag. Für das KOS-Score ADL bestand des Weiteren eine enge Beziehung zum Lysholm-Score, nicht aber zum OAK-Score. Dies bedeutet, dass die Zufriedenheit mit der Kniefunktion im Alltag in unterschiedlichen Scores ähnlich bewertet wird, aber eine gute subjektive Einschätzung der Alltagsfähigkeit nicht unmittelbar mit einem entsprechend guten klinischen Befund im Zusammenhang stehen muss. Der KOS-Score Sport korrelierte hingegen mit dem OAK-Score. Dies gibt einen Hinweis, dass bei hohen (guten) Bewertungen im klinischen Befund des OAK-Scores eine gute Zufriedenheit mit der Kniefunktion bei Sportaktivität besteht. Das KOS-Score Sport zeigte ferner eine Korrelation zum Lysholm-Score. Das sagt aus, dass eine sehr gute Bewertung der Kniefunktion in alltäglichen Situationen Voraussetzung ist, um auch Sport mit keinen oder nur wenigen Einschränkungen nachzugehen.

Die Zusammenhänge von subjektiver Patientenzufriedenheit mit der Kniefunktion und den erhobenen Messwerten waren nur für ausgewählte Beziehungen signifikant. Korrelationen bestanden zwischen dem Grad der Instabilität der operierten Seite zum KOS-Score Sport und zum OAK-Score. Signifikante Beziehungen konnten auch zwischen dem maximalen Drehmoment der Knieextensoren und dem KOS-Score Sport, dem Tegner- und OAK-Score ermittelt werden. Für die Einbeinsprungweite der betroffenen Seite wurden zu allen 5 in dieser Studie verwendeten Scores bestehende Korrelationen nachgewiesen. Auch Hrubesch et al. [95] hatten in ihrer Untersuchung mit 7 verschiedenen Scoresystemen zwischen gemessener Instabilität und dem IKDC und dem OAK-Score gute Korrelationen gefunden, während die anderen Scores in dieser Studie als schlechte Indikatoren galten. Lavoie et al. [123] fanden in ihrer Untersuchung mit 59 PSP-Patienten (3,4 Jahre p.o.) hingegen keinen Zusammenhang zwischen mechanischer Stabilität und Patientenzufriedenheit.

Aus den Ergebnissen der eigenen Arbeit und denen der Literatur kann demnach gefolgert werden, dass es für die Evaluation von Behandlungsergebnissen nicht ausreichend wäre, ausschließlich objektive Messwerte zu erheben. Da nur im begrenzten Maß Zusammenhänge zwischen Scores und objektiv erhobenen Daten bestehen, muss der Grad der Patientenzufriedenheit als selbständiger Indikator

verstanden werden. Außerdem erscheint es wesentlich, mehrere Scoresysteme (2 - 3) zu verwenden, die die Kniefunktion in unterschiedlichen Beanspruchungssituationen hinterfragen. Aus den Ergebnissen der hier vorliegenden Untersuchung erscheint die Verwendung des KOS-Scores ADL⁴⁶ und Sport sowohl für die klinische Praxis (Therapiekontrolle) als auch in weiteren Studien empfehlenswert. Die Eignung dieser Scores ist dabei besonders bei mittel- bis langfristigen Nachuntersuchungsintervallen gegeben. Wie bereits verdeutlicht, weisen KOS-Score ADL und Sport enge Beziehungen zu bereits gut untersuchten Scores wie dem Lysholm- und OAK-Score auf. Jedoch sind beispielsweise im Lysholm-Score Symptome wie Schmerz und Instabilität deutlich dominant und außerdem beinhaltet dieses Score Kategorien, die nur im unmittelbaren postoperativen Intervall (Verwendung von Gehstützen, Hinken) oder bei konservativer Behandlung (Blockaden, Instabilität) relevant sind. Währenddessen werden in den KOS-Scores übliche Aktivitäten und Bewegungsmuster hinterfragt, die die Kniefunktion in Alltag und Sport nach erfolgter Operation und Rehabilitation sehr gut widerspiegeln. Die Verwendung von 2 Fragebögen mit gleichartiger Fragebogenstruktur, die durch ein einheitliches Design mit übersichtlicher Skalierung der einzelnen Fragen gekennzeichnet sind, stellt sich für die Bewertung der Kniefunktion in unterschiedlichen Beanspruchungssituationen (Alltag und Sport) als zweckmäßig dar. Symptome und Einschränkungen in Alltag und Sport werden mit diesen Scores sehr differenziert und mit gleichen Bewertungsskalen erfasst, so dass ein unmittelbarer Vergleich der subjektiven Einschätzung der Kniefunktion bei alltäglicher und sportlicher Kniebeanspruchung möglich ist. Eventuelle Beeinträchtigungen können damit gut herausgefiltert werden.

Veränderungen im Aktivitätsniveau zwischen prä- und postoperativem Zustand waren mit dem Tegner-Aktivitätsscore nachweisbar. Dieses Score ließ aber nur schwach signifikante Zusammenhänge zu allen anderen Scores erkennen. Bereits Barrett [17] hatte darauf hingewiesen, dass die Knie-Scores (Tegner und Lysholm) relativ schlechte Indikatoren für die Darstellung der Funktionsfähigkeit des Kniegelenkes von Patienten sind. Insgesamt erscheint die Skalierungsmöglichkeit des Tegner-Scores wenig differenziert und deshalb zur Erfassung von Aktivitätsänderungen in Folge der Kreuzband-OP weniger geeignet. Notwendig erscheint sowohl die Erfassung der Sportart mit Einschätzung der Gefährdung des Kniegelenkes bei Ausübung dieses Sports als auch die Erfassung der Intensität der Sportausübung (vgl. Kap. 4.1). Es konnte beobachtet werden, dass zwar viele Patienten zu ihrer ursprünglichen Sportart

⁴⁶ Validität und Reliabilität dieses Scores können durch die Untersuchungen an 397 Kniepatienten als gegeben vorausgesetzt werden [100].

zurückkehren, aber aus kniebedingten Gründen z.B. vom Wettkampfsport und umfangreichem wie intensivem Training Abstand nehmen. Dieser Sachverhalt wird beispielsweise durch das Tegner-Score nicht erfasst. Die „Innsbrucker Knie-Sportfähigkeitsklassifikation“ (nach Fink [63]) erweist sich diesbezüglich, wie bereits in Kap. 4.1 ausgeführt, als wesentlich aussagekräftiger.

4.3 Klinischer Befund

Gelenkbeweglichkeit und Umfangsmessung

Die Kniegelenkbeweglichkeit zeigte im Gruppenmittel 4 Jahre p.o. keine bzw. nur endgradige Einschränkungen. Für die meisten Patienten (Ext: 81,8 % bzw. Flex: 77,3 % aller Fälle) lagen die erfassten Seitendifferenzen in einem Bereich von $< 5^\circ$ (Ext) bzw. $< 10^\circ$ (Flex). Derartig geringen Seitendifferenzen kann, bezogen auf die realisierbare Messgenauigkeit nach der Neutral-Null-Methode mittels eines Gelenkwinkelmessers, nur bedingt klinische Bedeutung zugeschrieben werden. Dessen ungeachtet zeigen diese Ergebnisse eine gute Übereinstimmung mit Resultaten aus der Literatur [34, 139, 155, 157].

Im Einzelfall ist jedoch nicht völlig auszuschließen, dass als postoperative Komplikation ein Bewegungsdefizit verbleibt. In der eigenen Studie waren 4 Patienten mit einem Extensionsdefizit von 5° oder mehr sowie 5 Patienten mit einem Flexionsdefizit von 10° oder mehr aufgefallen. Darunter befinden sich auch die 2 Patienten, die innerhalb des ersten postoperativen Jahres wegen einer persistierenden Bewegungseinschränkung nochmals operativ versorgt werden mussten (Cyclops-Entfernung, Bridenlösung). In einem Fall ist mit einem Extensionsdefizit von 10° und einem Flexionsdefizit von 15° eine erhebliche Reduzierung der Gelenkbeweglichkeit verblieben. In dem anderen Fall betrug das Bewegungsdefizit nach der Revisions-OP 5° in jede Bewegungsrichtung. Eine vergleichbare Komplikationsrate hinsichtlich verbliebener Bewegungseinschränkungen ist bei Pokar et al. [155] beschrieben. Sie beobachteten in 11,8 % der Fälle ein Extensionsdefizit von bis zu 10° und in einem Fall von 15° . Ein Flexionsdefizit von 5° bis 15° wurde in 15,8 % der Fälle beobachtet.

Der Verbleib von Einschränkungen in der Extension kann u.a. mit der Transplantatvorspannung begründet werden. Darauf verwiesen bereits Sernert et al. [174] in ihrer Studie, die gehäuft persistierende Extensionsdefizite bei Patienten mit strafferen Transplantaten (höhere Vorspannung) beobachteten. Eine weitere Erklärung ist auch in der Morphologie verschiedener Transplantate zu suchen. So weisen Patellarsehnentransplantate eine größere Steifigkeit auf, was die postoperative Extensionsfähigkeit beeinträchtigen kann.

Bei der Betrachtung der Ergebnisse anderer Veröffentlichungen fällt auf, dass sich die postoperativen Bewegungsdefizite in einem Zeitraum von 10 - 15 Jahren reduziert haben. Die Wiedererlangung der Gelenkbeweglichkeit nach einer Kreuzbandoperation durch die inzwischen vervollkommenen Operationsverfahren ist offenbar kaum noch problematisch. Die verbesserte Lage der Bohrkanäle, die häufigere Durchführung von Notchplastiken zur Vermeidung eines Notchimpingements bis hin zu genaueren Kenntnissen über die Stärke sowie Art und Weise der Vorspannung des Transplantates [59] haben die Gefahr des Verbleibs von Bewegungseinschränkungen sichtlich reduziert. Postoperativ verbliebene Bewegungseinschränkungen finden sich anscheinend eher in Studien, die bereits etwas zurückliegen. Setzt man die strengen Maßstäbe heutiger Bewertungen an, nach denen bereits eine Seitendifferenz von mehr als 5° bei Extension und von mehr 10° bei Flexion als Bewegungsdefizit definiert wird, stellt sich beispielsweise bei Klinger und Rosemeyer [115] der prozentuale Anteil von Bewegungsdefiziten um ein Vielfaches höher dar, als in Studien der letzten 2 - 3 Jahre (Tab. 75). Einen relativ hohen Anteil von Streckdefiziten (17 % der Fälle mit > 5°) findet sich 5 Jahre p.o. auch bei Grøntvedt et al. [82]. Die Art des operativen Eingriffes dürfte hier ein wesentlicher verursachender Faktor sein. Operiert wurde zum Startpunkt der Studie noch mittels medialer Arthrotomie. Arthroskopisch-assistierte oder endoskopische Techniken wurden in Norwegen damals noch nicht genutzt. In den Ergebnissen von Grøntvedt zeigte sich gleichzeitig, dass das postoperative Nachuntersuchungsintervall wesentlich ist. In den früheren Beobachtungszeiträumen von 1 und 2 Jahren fanden sich sogar bei 62 bzw. 52 % der Patienten auffällige Extensionsdefizite. Davon mussten 4 Patienten erneut operativ versorgt werden. Eine wesentliche Verbesserung der Bewegungseinschränkung ergab sich erst zwischen dem 2. und 5. postoperativen Jahr. Flexionsdefizite von > 10° wurden hingegen weniger häufig beobachtet – ein Jahr p.o. betraf es 26 %, 5 Jahre p.o. nur noch 13 % der Fälle.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass die Wiedererlangung der normalen Gelenkbeweglichkeit ein grundlegendes Ziel in der Behandlung der VKB-Ruptur ist und insofern diese Variable ein wesentlicher Punkt des klinischen Befundes bei Nachuntersuchungen darstellt. Dies gilt im Besonderen für die mittel- und langfristige Beurteilung von Behandlungsergebnissen, da sich Verbesserungen der postoperativen Gelenkbeweglichkeit erst über mehrere Jahre ergeben, wie einzelne Studien [82] zeigten.

Tab. 75: Ausgewählte Ergebnisse anderer Studien zum klinischen Befund nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | Extensionsdefizit | | | Flexionsdefizit | | |
|-------------------------------|-------------|---------|-------------------|------------|-----|-----------------|-----------|------|
| | | | 0-<3° | 3-<5° | >5° | 0-<5° | 3-<10° | >10° |
| Eigene Studie | 4 | 22 | 15 | 3 | 4 | 15 | 2 | 5 |
| Bush-Joseph et al. [34] | 1,8 | 22 PSP | 19 | 3 | | | | |
| Klinger et al. [115] | 2,5 | 51 PSP | 0 - 5°: | 40 | 11 | 0 - 10°: | 37 | 14 |
| Müller et al. [139] | 4,3 | 47 PSP | 0 - 5°: | 42 | 5 | 42 | 3 | 2 |
| Risberg et al. [157] | 2,0 | 120 PSP | MW: | 0,3° ± 1,1 | | | | |
| Pokar et al. [155] | 5,0 | 76 PSP | 66 x normal | | | 52 x normal | | |
| | | | 9 x bis 10° | | | 12 x bis 15° | | |
| | | | 1 x bis 15° | | | 3 x > 15° | | |
| Grøntvedt et al. [82] | 1,0 | 50 PSP | > 5° | 31 [62 %] | | > 10° | 13 [26 %] | |
| | 2,0 | | | 24 [52 %] | | | - | |
| | 5,0 | | | 8 [17 %] | | | 6 [13%] | |
| Vergleichsstudien PSP vs. STP | | | | | | | | |
| Feller et al. [60] | 0,33 | 31 PSP | MW: | 3 ± 3 | | MW: | 7 ± 7 | |
| | | 34 STP | MW: | 2 ± 2 | | MW: | 10 ± 7 | |
| Eriksson et al. [56] | 2,75 | 80 PSP | 50 | 30 | | 65 | 15 | |
| | | 74 STP | 59 | 15 | | 53 | 21 | |

MW = Mittelwert ± Standardabweichung

In den Umfangsmessungen ergaben sich in der vorliegenden Untersuchung gering reduzierte Werte für die operierte Seite am Ober- und Unterschenkel. Die mittleren Seitendifferenzen von 1 bis 2 cm scheinen unter Berücksichtigung der Messgenauigkeit bei manueller Umfangsmessung kaum von Bedeutung.

Eriksson et al. [57] beschrieben vergleichbar geringe Umfangsdifferenzen zu Ungunsten der operierten Seite für kreuzbandoperierte Patienten.

Insgesamt können die Ergebnisse der Umfangsmessung sicher nur mit Zurückhaltung interpretiert werden. Es ist z.B. nicht unmittelbar zu erwarten, dass die Umfangsdifferenz eine Muskelatrophie und damit ein Kraftdefizit anzeigt. Darauf verwiesen u.a. Nicolakis et al. [145], die in ihren Untersuchungen nach Knie-TEP die Umfangsmessung als nicht ausreichendes Verfahren zur Beurteilung des Rehabilitationserfolges bewerteten. Die Patienten zeigten präoperativ auffällige Kraftdefizite auf der betroffenen Seite, aber kaum Umfangsdifferenzen. Im postoperativen Verlauf wurden eine Abnahme des Kraftdefizits und, etwas widersprüchlich dazu, eine Zunahme der Umfangsdifferenz verzeichnet. Die Änderung der Beinumfangsdifferenz korrelierte dabei mit der Körpergewichtsänderung, nicht aber mit der Änderung der isokinetischen Muskelkraft der Kniestrecker. Der Aussagewert der Umfangsmessung für die Bewertung von Behandlungsergebnissen nach Kreuzbandrekonstruktion muss demnach als gering eingestuft werden.

Schmerzsymptomatik und Entzündungszeichen

In unserer Untersuchungsgruppe wurden im klinischen Befund 4 Jahre nach der Kreuzbandoperation bei den meisten Patienten Kniegelenke ohne akute Entzündungszeichen vorgefunden. Nur 3 Patienten hatten eine leichte extraartikuläre Schwellung sowie 2 Patienten beklagten eine vermehrte Druckdolenz. Letztere Befunde betrafen übrigens ausschließlich Patienten mit einer PSP. Die erhöhte Morbidität, die mit der Transplantatentnahme der Patellarsehne verbunden ist, ist möglicherweise ein Faktor, der dies begründet.

Wesentlich schlechter stellte sich der Befund in der Schmerzanamnese dar. Fast zwei Drittel der Patienten (59,1 %) beschrieben für die operierte Seite einen geringen allgemeinen Knieschmerz, fast ein Drittel gab einen tibiofemorale Schmerz an (Doppelnennungen waren möglich).

Vergleicht man mit Angaben aus der Literatur sind bezüglich der Befunde zur Schmerzanamnese differente Ergebnisse zu finden. Eine hohe Schmerzrate (73 %) gaben Menke et al. [134] an. Allerdings wurden in dieser Studie Patienten nachuntersucht (5 bis 12 Jahre nach Trauma), deren Kreuzbandruptur konservativ behandelt wurde. Eine ähnlich hohe Schmerzhäufigkeit fanden Asano et al. [10] im Rahmen einer Studie an 102 STP-Patienten. Fast 70 % aller Patienten berichteten 1,4 Jahre nach der Kreuzbandoperation über Schmerzen. Davon beklagten 61 Patienten (59,8 %) leichte und 9 Patienten (8,8 %) deutliche Schmerzen. Bezüglich der Lokalisation des Schmerzes beschrieben 9 Patienten einen vorderen Knieschmerz, 12 Patienten tibiofemorale Schmerzen und 5 Patienten einen Schmerz im Bereich der Arthroskopie-Zugänge (Incisionen). Bei den übrigen Patienten konnte der Schmerz nicht klar zugeordnet werden. Pokar et al. [155] präsentierten 5-Jahres-Ergebnisse nach einer PSP und fanden etwas geringere Schmerzhäufigkeiten. 31 (40,1 %) der insgesamt 76 untersuchten Patienten gaben, in Abhängigkeit von der Belastung, Schmerzen unterschiedlicher Intensität an.

Schmerzen sind komplexe Sinnesempfindungen, die von Nozizeptoren des peripheren Nervensystems wahrgenommen werden. Sie werden im ZNS verarbeitet und interpretiert. Dabei bestehen enge Wechselwirkungen zwischen Schmerzwahrnehmung und Psyche. Insofern sind Schmerzen als individuelles subjektives Phänomen einzuordnen. Das Schmerzerleben hängt u.a. von den bisherigen Erfahrungen mit Erkrankung und Schmerz sowie vom Anspruchsverhalten des Patienten ab. Sportlich aktive Patienten erleben möglicherweise Schmerzen anders als Patienten, die bewegungsinaktiv sind und damit ihr Kniegelenk weitaus weniger beanspruchen. Auch Alter und Geschlecht stellen möglicherweise

Einflussfaktoren dar, wie Untersuchungen von Asano et al. [10] zeigten. Sie beobachteten bei Frauen und älteren Patienten einen höheren Schmerzgrad. Selbige Autoren verwiesen aber auch auf den Zusammenhang zu klinischen Befunden. Sie belegten eine größere Häufigkeit von Schmerzen bei Patienten mit Extensionsdefiziten und bei „überstabilisierten“ Kniegelenken (vermindertes Gelenkspiel, höhere Stiffness) sowie bei größeren Knorpelvorschädigungen. Sie entdeckten aber keine Korrelation zum präoperativen Zeitraum, zur Kniestreckkraft und zu Meniskusverletzungen.

Retropatellare Schmerzphänomene wurden in der eigenen Untersuchung in nahezu gleicher Häufigkeit auf der operierten ($n = 6$) und der gesunden Seite ($n = 4$) angegeben. Die Schmerzprovokationstests (Zohlen, Fründ) bestätigten, dass retropatellare Schmerzen eher ein beidseitiges Problem darstellen und damit nur bedingt durch die Kreuzbandoperation induziert sein können.

Die klinischen Erfahrungen zeigen ebenso wie die Ausführungen in der Literatur, dass retropatellare Beschwerden unabhängig von traumatischen Kniegelenksverletzungen eine häufige Symptomatik von Jugendlichen und jungen Erwachsenen ist [205, 206]. Witvruow et al. [205] selektierten in einer umfangreichen prospektiven Studie mit 282 Schülern einer Sportschule (12 - 14 Stunden Sport/ Woche) intrinsische Faktoren, die zu patellofemoralen Schmerzen führten. Dazu zählten eine eingeschränkte Flexibilität des Quadricepsmuskels, eine reduzierte Explosivkraft (Vertikalsprung), eine erhöhte Patellamobilität (mediolateral) und eine reduzierte Reaktionszeit des M. vastus medialis bei Auslösung des Patellarsehnenreflexes. Es ist aber vorstellbar, dass die genannten Faktoren durchaus auch infolge einer VKB-Plastik eintreten, und somit als Ursache für retropatellare Phänomene gelten könnten. Rupp et al. [166] und Weiler [197] gaben den Hinweis, dass auch andere Faktoren wie das Initialtrauma mit daraus resultierender Knorpelschädigung sowie Sekundärveränderungen am Hoffaschen Fettkörper als verursachende Faktoren für einen patellofemoralen Schmerz in Frage kommen. Man kann vermuten, dass eine VKB-Plastik die Biomechanik des Kniegelenkes insgesamt, u.a. aber auch die Kinematik der Patella beeinträchtigt, was retropatellare und/ oder peripatellare Beschwerden zur Folge hätte. Dieser Annahme widersprechen jedoch die Untersuchungsergebnisse von Hsieh et al. [96], die an 7 Kadaver-Kniegelenken im Laborversuch retropatellare Kontaktflächen und -drücke untersuchten. Während sie für den Fall einer Entfernung des VKB signifikante Veränderungen (Verminderung und Lateralisierung der Kontaktfläche in allen Knie winkeln) gegenüber den Messwerten am intakten Kniegelenk fanden, zeigten sich nach Rekonstruktion des VKB wieder annähernd gleiche Verhältnisse wie am intakten Kniegelenk. Abweichend von diesen experimentellen Resultaten stellen sich die Ergebnisse der klinischen Untersuchungen von Järvelä et al. [105] dar, die 100

Patienten mit PSP 7 Jahre p.o. hinsichtlich des Auftretens einer Retropatellararthrose untersuchten. Die Langzeitergebnisse zeigten ein häufiges Auftreten einer retropatellaren Arthrose, die in enger Verbindung zum klinischen Outcome stand. Für Patienten mit fortgeschrittener Retropatellararthrose ergaben sich die schlechtesten klinischen Ergebnisse (niedrige Patientenzufriedenheit, eingeschränktes Bewegungsausmaß, reduzierte Quadricepskraft). Gleichzeitig zeigte sich ein enger Zusammenhang zur Stärke der Verkürzung der Patellarsehne nach Transplantatentnahme. Die Verkürzungstendenz war in der Gruppe mit Grad III-Osteoarthritis am stärksten. Interessanterweise konnte kein Zusammenhang zwischen röntgenologischen Veränderungen retropatellar und vorderem Knieschmerz nachgewiesen werden. Ferner hat offenbar auch das Tunnelplacement keinen bedeutenden Einfluss auf die Entwicklung einer retropatellaren Arthrose.

In der Literatur wird im Zusammenhang mit Kreuzbandoperationen der Symptomatik des „vorderen Knieschmerzes“ ein relativ großer Stellenwert beigemessen. Die Definition des Begriffes „vorderer Knieschmerz“ ist dabei nicht einheitlich. Meist wird darunter ein peripatellarer Schmerz verstanden, manchmal werden unter diesen Begriff auch retropatellare (patellofemorale) Symptome erwähnt wie bei Bach et al. [13]. Sie fanden 2 bis 4 Jahre p.o. eine hohe Zahl von Patienten (60 %), bei denen eine patellofemorale Krepitation nachweisbar war. Präoperativ war diese Symptomatik nur in 19 % der Fälle diagnostiziert worden, was zeigt, dass ein Einfluss durch die VKB-Plastik gegeben sein muss. In einer nachfolgenden Studie desselben Autors [14] mit einem postoperativen Beobachtungszeitraum von 5 bis 9 Jahren wurde in 45 % der Fälle eine patellofemorale Krepitation beobachtet, wobei diese zu 91 % als „minimal“ eingestuft wurde. Die Inzidenz eines retropatellaren Schmerzes beim Treppensteigen wurde hingegen nur in 13 % der Fälle notiert. Diese Befunde weisen darauf hin, dass der Zusammenhang von testbarer Krepitation und gefühltem Schmerz begrenzt ist.

Erwähnt werden muss außerdem, dass offenbar eine gewisse Abhängigkeit vom gewählten Transplantat besteht. Mehrere Autoren [32, 59, 166, 197] verwiesen darauf, dass bei Patienten mit Patellarsehnenplastik der vordere Knieschmerz und Probleme beim Hinknien gehäuft als postoperative Komplikationen zu beobachten sind. Dabei ist man relativ einheitlich der Meinung, dass diese Phänomene u.a. auf die Transplantatentnahme zurückzuführen sind. In der Metaanalyse von Freedman [67] wird die Inzidenz des vorderen Knieschmerzes für die PSP-Gruppe mit 17,4 % und für die STP-Gruppe mit 11,5 % angegeben. Spicer et al. [184] untersuchten 44 STP-Patienten 2 Jahre postoperativ. Im Endergebnis ihrer Untersuchungen hielten sie fest, dass der vordere Knieschmerz nach einer STP kaum ein Problem für alltägliche Aktivitäten darstellt, ausgenommen beim Hinknien. In Studien, die die

Behandlungsergebnisse nach STP und PSP vergleichen, zeigt sich gehäuft eine vermehrte patellofemorale Symptomatik in den PSP-Gruppen [39, 59, 79, 160]. Bei Feller [59] wird gleichzeitig deutlich, dass die Inzidenz des vorderen Knieschmerzes zeitabhängig ist. Bis zu 3 Jahren p.o. sinkt bei den PSP-Patienten die Häufigkeit des Auftretens eines vorderen Knieschmerzes. Klare Unterschiede zwischen den Gruppen mit PSP und STP bestanden allerdings nur 8 Monate und 2 Jahre postoperativ. Bei der klinischen Untersuchung fanden Aglietti et al. [4] keine signifikanten Unterschiede in der Häufigkeit des Auftretens einer patellofemorale Krepitation zwischen den OP-Gruppen (PSP 33 %, STP 37 %), wobei die Patienten auch keine retropatellaren Symptome beklagten. Auch Eriksson [56] stellte in der Auswertung des patellofemorale Schmerzscore nach Werner keine Gruppenunterschiede fest, beobachtete jedoch für die STP-Gruppe weniger Probleme beim Hinknien.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass der Faktor „vorderer Knieschmerz“ (Schmerzen in der Umgebung der Patella ohne fassbare Ursache) laut der eigenen wie der Ergebnisse in der Literatur zwar ein häufig beobachtetes Phänomen nach VKB-Plastik ist. Da der vordere Knieschmerz jedoch viele Ursachen haben kann (nicht nur die VKB-Ruptur) und die Zusammenhänge zwischen Art der Behandlung und Knieschmerz keineswegs eindeutig sind, kann der Faktor „vorderer Knieschmerz“ kein primäres Beurteilungskriterium sein und ist daher für die Evaluation von Behandlungsergebnissen nach VKB-Plastik nicht essentiell.

Meniskustests

Mit Ausnahme von 2 Patienten konnten in unserem Patientenkollektiv 4 Jahre p.o. im manuellen Test keine positiven Meniskuszeichen gefunden werden. Allerdings wurden nach der VKB-Plastik bei 2 weiteren Patienten im Rahmen von Revisionsarthroskopien Meniskusläsionen versorgt.

Auf die Problemstellung sekundärer Meniskusläsionen wird am ehesten im Zusammenhang mit der konservativen Therapie vorderer Kreuzbandrupturen verwiesen. Dabei findet sich eine hohe Rate (65 %) von frischen Meniskusverletzungen durchschnittlich 3 Jahre nach der VKB-Ruptur [172]. „Die anatomisch bedingte relative Immobilität des medialen Meniskus ist, insbesondere bei gestörter Gelenkkinematik, die Ursache für hohe Scherbelastungen des medialen Meniskushorns. Damit wird die Zunahme der medialen Meniskusläsionen bei längerandauernder Insuffizienz des VKB biomechanisch erklärbar und findet in der hohen Anzahl der Hinterhornrisse ihr morphologisches Korrelat“ (Seitz et al. [172], S. 84). Allerdings wird in der Literatur auch nach Rekonstruktion des VKB darauf verwiesen, dass im Kniegelenk die

Biomechanik bzw. Gelenkkinematik verändert bleibt [32, 71] und damit sekundäre Schädigungen an Menisken nicht auszuschließen sind.

In den meisten Studien zur Rekonstruktion des VKB findet dieser Sachverhalt allerdings keine Berücksichtigung. Ergebnisse von Meniskustests bei der klinischen Untersuchung sind in der Literatur selten aufgeführt. Andersson et al. [6] fanden bei der Nachuntersuchung von 107 Patienten 4,8 Jahre p.o. insgesamt 24 neue Meniskusrisse (17 x medial, 7 x lateral). Davon entfielen allerdings nur einer in die Gruppe, die mittels Bandnaht mit extraartikulärer Augmentation (iliotibiales Band) behandelt wurde, und 7 andere, die eine Versorgung mit Naht ohne Augmentation erhalten hatten. Die weiteren 16 Läsionen registrierten die Autoren in der Gruppe, deren VKB-Ruptur konservativ therapiert wurde. Die Komplikationsrate einer sekundären Meniskusverletzung war also für die Gruppen mit operativer Versorgung des Kreuzbandes niedriger. Dieses Ergebnis bestätigt sich in der Metaanalyse von Freedman [67], in der die Rate von erforderlichen operativen Meniskusbehandlungen (Meniskektomie oder Naht) mit 3,0 % für Patellarsehnen- und mit 4,3 % für Semitendinosussehnen-Transplantate angegeben wird - der Unterschied zwischen den Gruppen war nicht signifikant. Bei Ichinohe et al. [98] findet sich ebenfalls ein Hinweis auf die Problematik von Meniskusrissen nach Kreuzbandrekonstruktion, wobei die Rate erneuter Meniskusverletzungen mit 8,3 % etwas höher lag als bei Freedman berichtet. Hier fanden sich bei den 72 durchgeführten Follow-up-Arthroskopien (Materialentfernung) 16 Monate nach VKB-Rekonstruktion (STP) 3 neuerliche Läsionen am Innen- und 3 am Außenmeniskus. Von 21 weiteren, in der Erst-OP nicht versorgten Meniskusläsionen, mussten in 3 Fällen nun partielle Meniskektomien durchgeführt werden. 6 weitere, ursprünglich nicht behandelte Meniskusläsionen zeigten keine progressiven Veränderungen, die 12 anderen Läsionen waren vollständig ausgeheilt. Die Autoren erkannten keinen Zusammenhang zwischen Häufigkeit von Meniskusläsionen und Grad der postoperativen Instabilität (Lachman, Pivot-shift), verwiesen aber darauf, dass die Zahl der Fälle sehr klein war, um eine sichere Aussage treffen zu können. Als Fazit wurde festgehalten, dass die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes das Fortschreiten von Meniskusrissen verhindert und damit eine Prävention der Früharthrose darstellt.

In Übersichtsartikeln zur Kreuzbandchirurgie ist der sekundäre Meniskusschaden im Allgemeinen nicht als eine postoperative Komplikation beschrieben. Andererseits wird im Langzeitverlauf nach Kreuzbandrekonstruktion über degenerative Veränderungen am Knorpel berichtet [65, 77, 155], eine begleitende Beeinträchtigung der Menisken muss dabei vermutet werden.

Der Anteil von Patienten mit Meniskussymptomatik ist auch in der eigenen Studie (2 x operativ gesicherte Läsion, 2 x manuell getestet) eher klein, aber möglicherweise nicht unbedeutend. Auch wenn in diesem Zusammenhang angemerkt werden muss, dass bei den manuellen Meniskustests keine sehr hohe Treffsicherheit besteht, d.h. Meniskusläsionen damit nicht sicher diagnostiziert werden können, scheint es notwendig, dieser Problematik bei zukünftigen Studien mehr Beachtung zu schenken.

Subjektive Stabilität und manuelle Stabilitätstests

In unserem Patientenkollektiv gaben zwei Drittel der Patienten an, sich, bezogen auf das operierte Kniegelenk, sicher und stabil zu fühlen. Entsprechend beschrieben ein Drittel der Patienten gelegentliche oder ständige Instabilitätsphänomene. 5 Patienten berichteten vom Auftreten eines partiellen Giving-ways, allerdings keiner von einem vollständigen.

In der klinischen Untersuchung waren im „Vorderen Schubladen“-Test keine wesentlichen Seitenunterschiede zu verifizieren, wohl aber im Lachman-Test, wo sich bei 7 Patienten (31,8 %) auf der operierten Seite ein auffälliges Ergebnis (2+/- 3+) zeigte. Der Lachman-Test erwies sich demnach als wesentlich sensitiver. Bei Befundung des Kniegelenkes mit 90° Flexion wie beim Schubladen-Test ist häufig eine Kontraktion der Hamstrings nicht auszuschließen, wodurch sich vorhandene vordere Instabilitäten offenbar weniger deutlich zeigen.

Weil nicht zwingend eine enge Korrelation zwischen empfundener und gemessener Kniestabilität bestehen muss, sollten beide Faktoren getrennt betrachtet werden. Seit den Untersuchungen von Noyes [143] ist klar, dass es wenigstens einem Teil von Patienten gelingt, eine vordere Kreuzbandruptur entsprechend funktionell zu stabilisieren. Umgekehrt zeigt die klinische Erfahrung, dass trotz suffizient erscheinender Kreuzbandplastik von Patienten Instabilitätsphänomene beklagt werden. Die Ursache hierin wird meist in muskulär-koordinativen Problemen gesehen, die durch Veränderungen in der Sensomotorik zu begründen sind.

Die vordere Instabilität des operierten Beines zeigte in der eigenen Studie nur zu wenigen anderen Messwerten signifikante Korrelationen, so zu ausgewählten Parametern der Kraft- und Schnelligkeitsdiagnostik. In diesem Bereich konnte ein inverser Zusammenhang zur Tappingfrequenz im Sitzen gefunden werden. Das bedeutet, dass bei erhöhter Instabilität niedrigere Tappingfrequenzen erreicht wurden. Für die elektrische Aktivität (EMG) während isokinetischer Drehmomentmessung konnte eine Korrelation zwischen iEMG des M. vastus medialis und vorderer Instabilität gefunden werden. Die elektrische Aktivität dieses Muskels ist um so geringer, desto

höher die vordere Instabilität ist. Die isokinetischen Drehmomente bei 60 und 180°/s zeigten jedoch keine Abhängigkeit von der Instabilität. Dieses Ergebnis steht in gewissem Widerspruch zu den Resultaten von Klinger und Rosemeyer [116], die eine solche Korrelation bei Patienten mit unbehandelter VKB-Ruptur 1 - 4 Jahre posttraumatisch beobachteten. Hingegen hatten Lephart et al. [124] in ihrem Kollektiv von konservativ behandelten VKB-Patienten ebenfalls keine Korrelation der Kraftwerte zu den klinischen Werten (Muskelumfang, Bewegungsausmaß, Laxität) nachgewiesen.

Das Fehlen von Korrelationen zu den Scores, den Variablen der Gang- und Laufanalyse, der Sportaktivität und der Einbeinsprungweite, gibt einen Hinweis darauf, dass die funktionelle Kapazität nicht unmittelbar von der Kapsel-Band-Stabilität abhängt bzw. umgekehrt scheinen derartige funktionelle Tests nicht geeignet, um den Zusammenhang Kapsel-Band-Instabilität und dynamische Stabilität aufzudecken. Gleichartige Ergebnisse sind u.a. bei Oeffinger et al. [146] und Andersson et al. [7] zu finden. Trotzdem ist die Untersuchung der Bandstabilität ein grundlegendes Nachuntersuchungskriterium, denn schließlich ist die Wiederherstellung der Kniestabilität wesentliches Ziel der Kreuzbandoperation.

Messergebnisse mit Rolimeter-Knietester

Die erhobenen Messwerte mit dem Rolimeter-Knietester bestätigten die Ergebnisse der zuvor diskutierten manuellen Untersuchung. Beim Schubladen-Test wurde keine, beim Lachman-Test eine etwas vermehrte vordere Instabilität auf der operierten Seite gefunden, wobei die mittlere Seit-zu-Seit-Differenz nur bei geringen 1,6 mm lag. Eine Seitendifferenz von 0 - 2 mm wird in der Literatur (in Anlehnung an den IKDC) allgemein als „sehr gutes“ Ergebnis gewertet, eine Seitendifferenz von 3 - 5 mm gilt noch als „nahezu normal“.

Für die Patienten unserer Untersuchungsgruppe kann also 4 Jahre nach der Kreuzbandoperation eine sehr gute vordere Stabilität des Kapsel-Band-Apparates bescheinigt werden. Dieses Ergebnis zeigt eine gute Konformität mit Resultaten aus der Literatur (Tab. 76). Es muss jedoch festgehalten werden, dass der Vergleich der Ergebnisse aus verschiedenen Studien wegen der Verwendung unterschiedlicher Messgeräte nur bedingt möglich ist. In den meisten Studien wird für die Stabilitätsmessung das KT-1000- oder KT-2000-Arthrometer genutzt, die verwendeten Zuglasten sind jedoch nicht standardisiert. In der hier vorliegenden Studie wurde der weniger verbreitete Rolimeter-Knietester genutzt. Da mit diesem Gerät nur mit einer manuell erzeugten, nicht definierbaren Zuglast getestet wird, muss

mit einer gewissen Fehlerbreite gerechnet werden. Balasch et al. [15] wiesen allerdings eine hinreichende Validität gegenüber der KT-1000-Messung nach.

Berücksichtigt man, dass in der gerätegestützten Stabilitätsuntersuchung bei der individuellen Ergebnisbeurteilung in der eigenen Untersuchung klare Unterschiede gefunden werden konnten, kann diesem Test bei der Beurteilung von Behandlungsergebnissen eine große Relevanz beigemessen werden. Der Lachman-Test ist wegen seiner höheren Sensitivität zu favorisieren.

Tab. 76: Ausgewählte Ergebnisse anderer Studien zum klinischen Befund nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | Lachman | | Vordere Schublade | | Messwert Lachman [Seit-zu-Seit-Diff.] |
|--------------------------------------|----------|------------------------|---------|--------|-------------------|------------------------------|---------------------------------------|
| | | | neg./ + | ++/+++ | neg./ + | ++/+++ | |
| Eigene Studie | 4 | 22 VKB | 15 | 7 | 19 | 3 | 1,6 mm |
| Risberg et al. [157] | 2,0 | 120 PSP | | | | | 2,4 mm ± 3,5 |
| Pantano et al. [148] | 3,0 | 44 VKB ^a | 43 | 1 | 43 | 1 | 2,5 mm ± 2,4 |
| Wittenberg et al. [32] | 3,25 | 30 Insuff ^b | 19% | 81% | | | |
| | | 30 PSP | 76% | 24% | | | |
| Müller et al. [139] | 4,3 | 47 PSP | | | | <3 mm: | 67% (n=31) |
| | | | | | | 3-5 mm: | 25% (n=12) |
| | | | | | | >5 mm: | 8% (n=4) |
| Pokar et al. [155] | 5,0 | 76 PSP | 93,4% | 6,6% | | 90 N ^d | 2,5 mm |
| | | | | | | 133 N ^d | 3,2 mm |
| Grøntvedt et al. [82] | 1,0 | 50/ 47 ^c | 46 | 4 | 32 | 15 | ASL: 1,7 mm |
| | 2,0 | 46/ 44 | 45 | 1 | 35 | 9 | ASL: 1,2 mm |
| | 5,0 | 48/ 48 | 43 | 5 | 38 | 10 | ASL: 1,3 mm |
| Vergleichsstudien PSP vs. STP | | | | | | | |
| Eriksson et al. [56] | 2,75 | 84 PSP | 79 | 1 | | | |
| | | 80 STP | 72 | 2 | | | |
| Feller et al. [60] | 0,33 | 31 PSP | | | | 15 Pd ^d : | 0,5 mm ± 1,1 |
| | | 34 STP | | | | | 1,2 mm ± 1,1 |
| Eriksson et al. [57] | 0,5 | 42 PSP | 0-2 mm | 36 | 3-5mm | 28 | 0,95 mm±0,91 |
| | | 47 STP | | 6 | | 19 | 1,10 mm±0,95 |
| Aglietti et al. [4] | 2,3 | 30 PSP | | | | 20 Pd ^d | 3,0 mm |
| | | 30 STP | | | | | 3,5 mm |
| Gobbi et al. [79] | 3,0 | 40 PSP | | | | | 2,3 mm |
| | | 40 STP | | | | | 1,7 mm |
| Feller et al. [59] | 1,0 | 33 STP 29 PSP | | | | KT-1000 (67 N ^d) | 1,4 mm ± 0,9 0,6 mm ± 0,7 |
| | 2,0 | 29 STP 23 PSP | | | | | 1,4 mm ± 0,9 0,7 mm ± 0,8 |
| | 3,0 | 27 STP 21 PSP | | | | | 1,1 mm ± 1,2 0,5 mm ± 1,0 |
| Fink et al. [65] | 6,2 | 52 PSP | | | | | 2,1 mm ± 1,4 |
| | 11 | 46 PSP | | | | | 2,0 mm ± 1,5 |

^a = Patienten mit VKB-Plastik (PSP oder Achillessehne)

^b = Patienten mit konservativ behandelter VKB-Ruptur (VKB-Insuffizienz)

^c = PSP-Patienten

^d = definierte Zuglast

4.4 Gang- und Laufanalyse

4.4.1 Ganganalyse

In der Literatur wurde bereits eine größere Zahl von Untersuchungen veröffentlicht, die sich mit dem Gangbild nach vorderer Kreuzbandruptur bzw. nach operativer Versorgung dieser Verletzung beschäftigen. Es fällt auf, dass Studien mit komplexem Untersuchungsdesign, möglicherweise auf Grund des messtechnischen Aufwandes, eher kleine Patientengruppen umfassen [43, 61, 120, 189].

Bei den Ganganalysen wurden für Kreuzbandverletzte typische Gangmuster wie der „Quadriceps-avoidance-gait“ beschrieben [8, 25, 31, 120], der durch ein reduziertes Flexionsmoment im Knie in der Landephase gekennzeichnet ist. Andere Autoren widersprachen dem [43, 61]. Timoney et al. [189] schlussfolgerten aus ihren Untersuchungen, dass ein quadricepsschonender Gang nach VKB-Plastik, sofern dieser unmittelbar postoperativ vorhanden ist, nicht unbedingt längerfristig vorliegt. Auch Bush-Joseph et al. [34] wiesen nur leichte Reduzierungen der äußeren Flexionsmomente bei ihrer Patientengruppe nach. Sie hatten 22 Patienten mit PSP 22 Monate p.o. untersucht und fanden lediglich bei 2 Patienten Zeichen eines „quadricepsschonenden“ Ganges. Da in der hier vorliegenden Untersuchung die Gelenkmomente nicht berücksichtigt wurden, können o.g. Ergebnisse weder bestätigt noch widerlegt werden.

Subjektive Einschätzung der Gehfähigkeit

Mit zwei Ausnahmen gaben alle Patienten an, mit keinen oder nur geringen Symptomen gehen zu können. Die normale Gehfähigkeit scheint offenbar nach einer Kreuzbandrekonstruktion in den meisten Fällen erreichbar zu sein.

Kinetische Datenanalyse

Diese subjektive Einschätzung wurde durch unsere ganganalytischen Messungen weitgehend bestätigt. Beim Gehen mit 4,5 km/ h ergaben sich im Seitenvergleich für die meisten Messwerte der vertikalen Bodenreaktionskräfte und der davon abhängigen Zeit- und Wegparameter keine Auffälligkeiten. Ferner bestanden in den erhobenen Messwerten keine Unterschiede zum Gangverhalten kniegesunder Probanden. Lediglich in der Abdruckphase (Bodenreaktionskraft und Zeitpunkt) konnten geringfügige Veränderungen auf der operierten Seite nachgewiesen werden, die jedoch kaum klinische Relevanz haben dürften.

Anhand von Daten unserer Untersuchungsgruppe aus einer früheren Studie wurde außerdem deutlich, dass sich die Angleichung der Bodenreaktionskraft beim Gehen

erst im längerfristigen Rehabilitationsverlauf ergibt. Die nahezu vollständige Readaptation des Gangbildes vollzieht sich dabei offensichtlich erst nach mehr als 6 Monaten postoperativ. Grundsätzlich scheint nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes eine deutliche Tendenz zur Gangnormalisierung zu bestehen [136, 178].

In der frühen postoperativen Phase (4. - 6. Woche p.o.) konnten zum Teil noch erhebliche Seitendifferenzen nachgewiesen werden. Insbesondere in der Phase der Lastübernahme bestand für die operierte Seite eine geringere Dynamik. Die Belastung wird in dieser Therapiephase noch langsamer und kontrollierter aufgebaut (Aufsatzkraft vermindert, Aufsatzzeit verzögert). Zu vergleichbaren Ergebnissen kam Steuer [179], der das Gangbild von 31 VKB-Patienten in der 4. - 6. Woche p.o. untersuchte. Im nachfolgenden Zeitraum bis zum 6. Monat p.o. zeigte sich eine zunehmende Angleichung an den Wert der Kontrollgruppe durch Veränderungen der Kraft- und Zeitwerte auf beiden Körperseiten, wobei vor allem in der Phase der Lastübernahme ein persistierender signifikanter Seitenunterschied belegt werden konnte.

Dieses offensichtlich typische Belastungsverhalten kann mit in der Literatur beschriebenen charakteristischen Bewegungsmustern nach Knieoperationen erklärt werden [26, 152]. In der Regel ist postoperativ ein gewisses Extensionsdefizit, bedingt durch Schwellungs- und Schmerzzustände⁴⁷ oder eine objektive Streckhemmung, z.B. durch die Transplantatspannung, zu beobachten. Dieser Umstand, bei gleichzeitig vorhandener Quadricepsschwäche, führt typischerweise zu einer inadäquaten Kniestreckung am Ende der Schwungphase sowie in der initialen Aufsatzphase. Vor dem Bodenkontakt senkt der Kniepatient zusätzlich seinen Körperschwerpunkt stärker ab, wodurch sich die vertikale Bodenreaktionskraft reduziert [54]. Die nachfolgende Lastübernahme - in der englisch-sprachigen Literatur auch als „Loading response“ bezeichnet [152] - wird muskulär vor allem durch den M. quadriceps femoris kontrolliert. Der knieverletzte Patient hält sein Kniegelenk in dieser Phase oft in fixierter Flexionsstellung. Die eigentlich darauf folgende exzentrische Kniebeugung wird damit minimiert, so dass für die „Landeantwort“ eine geringere Beanspruchung des ohnehin abgeschwächten Quadriceps erforderlich wird. Die nachgewiesene zeitliche Verzögerung in der Phase der Lastübernahme könnte eventuell als ein gewisser Schutzmechanismus gegenüber einer stärkeren Tibiatranslation interpretiert werden. Kvist et al. [122] wiesen für die Phase der Lastübernahme eine vorwärtsgerichtete Tibiatranslation nach, die bei Kreuzbandinsuffizienten gegenüber der gesunden Seite und gegenüber einer Kontrollgruppe auch schneller verläuft. Darüber hinaus wurde die anteriore Position der Tibia in der Standphase auch länger beibehalten.

⁴⁷ Bei ca. 30° Knieflexion besteht eine maximal entspannte Kapsel.

Die Veränderungen auf der betroffenen Körperseite bedingen beim Gehen auch Änderungen auf der kontralateralen Seite. So besteht in der frühen postoperativen Phase eine Mehrbelastung (höhere Bodenreaktionskraft) für die gesunde Seite durch ein „Hineinfallen“ in den Schrittaufsatz.

In der mittleren Standphase ist die Bodenreaktionskraft unmittelbar nach der Knieoperation für die operierte Seite erhöht, wobei diese Auffälligkeit bis zu 6 Monaten postoperativ nachweisbar war. Dieses Belastungsverhalten erklärt sich daraus, dass wegen der bereits o.g. Gründe die Kniestreckung in der Mittelstützphase reduziert ist, und resultierend daraus auch die Körperschwerpunktbewegung vermindert ist. Eine geringere Aufwärtsbewegung des Körperschwerpunktes in der Mittelstützphase bedeutet, entsprechend der physikalischen Gesetzmäßigkeit der Trägheit, dass diese Bewegung weniger „entlastungswirksam“ ist und die Bodenreaktionskraft auf der operierten Seite damit etwas größer ist.

Die vertikale Bodenreaktionskraft der operierten Seite beim Abdruck ist bei den VKB-Patienten in der frühen postoperativen Phase zunächst auffällig reduziert. Dieser Wert weist über den postoperativen Zeitraum eine kontinuierliche Zunahme auf, während die Kraftwerte der gesunden Seite nahezu unverändert bleiben. Ein vergleichbares Ergebnis fand Thorwesten [191], der bei 50 kreuzbandoperierten Patienten 6 Monate postoperativ ebenfalls eine signifikante Seitendifferenz für den zweiten Kraftgipfel der Bodenreaktionskraft nachwies. Die verminderte vertikale Abdruckkraft dürfte mit einer mangelhaften Kniestreckung, zusätzlich aber auch mit einer gewissen Abschwächung der Wadenmuskulatur, die nach Kreuzbandoperationen ebenfalls zu beobachten ist, zusammenhängen.

Zusammenfassend lässt sich also feststellen, dass die Standphase in der frühen postoperativen Phase durch eine Entlastung des betroffenen Beines (Hinken) gekennzeichnet ist. Dies wurde an den geringeren Amplitudenänderungen der vertikalen Bodenreaktionskraft ersichtlich. Erklären lassen sich diese Auffälligkeiten mit einer verminderten Körperschwerpunktbewegung und einer reduzierten Beuge-Streckbewegung im Kniegelenk der betroffenen Seite⁴⁸.

Bei den untersuchten VKB-Patienten lag nach 4 Jahren p.o. im Kraft-Zeit-Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft ein nahezu seitengleiches Bild vor. Ein Entlastungshinken ist nicht mehr vorhanden. Auf Grund der Ergebnisse anderer

⁴⁸ Diese Bewegungsmechanismen, die die Veränderungen in der vertikalen Bodenreaktionskraft erklären, konnten im eigenen Patientenkollektiv nicht durch bewegungsanalytische Daten unterlegt werden. Bei den Untersuchungen bis zum 6. Monat p.o. erfolgten keine Videoanalysen.

Studien kann vermutet werden, dass sich die Angleichung im Belastungsverhalten wahrscheinlich bereits in einem Zeitraum von ein bis zwei Jahren postoperativ vollzieht. Bulgheroni et al. [31] fanden hinsichtlich der kinetischen Daten im Seitenvergleich und im Vergleich zur Kontrollgruppe 17 Monate p.o. unauffällige Werte. Es kann angenommen werden, dass sich die Verbesserung des klinischen Befundes in diesem Zeitrahmen unmittelbar auf das Gangbild auswirkt. Der nachweisliche Rückgang von Beschwerden bei zunehmender subjektiver Kniezufriedenheit und die weitere Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit innerhalb des ersten Jahres, vor allem aber zwischen dem 1. und 2. postoperativem Jahr, wie u.a. bei Risberg et al. [157] dargestellt, scheinen demnach wesentliche Faktoren zu sein.

Kinematische Datenanalyse

Die Ergebnisse der Videoanalyse des Gangbildes der Kreuzbandpatienten zeigten 4 Jahre p.o., bezogen auf die Kniebewegung in der Sagittalebene, ein seitengleiches Bild. Es konnten keine Defizite in der Extension und Flexion des Kniegelenkes in der Stand- bzw. Schwungphase gefunden werden. Dieses Ergebnis steht im Einklang mit den zuvor diskutierten kinetischen Daten und lässt sich auch mit dem Befund der hier untersuchten Patienten erklären. Wie bereits eingangs geschildert, waren die meisten Patienten beim Gehen symptomfrei bzw. symptomarm. Das Gangbild konnte also kaum durch eine Schmerzsymptomatik beeinflusst sein. Des Weiteren ist aus den vorgestellten und bereits diskutierten Ergebnissen des klinischen Befundes bekannt, dass das untersuchte Patientenkollektiv eine gute Beweglichkeit im Kniegelenk aufzuweisen hatte. Zwar wurden gewisse endgradige Bewegungseinschränkungen im klinischen Befund erkannt, jedoch beziehen sich diese auf die Beurteilung der maximalen passiven Beweglichkeit. Wie aus den ganganalytischen Daten ersichtlich wird, ist für ein „normales“ Gangbild keine endgradige Streckung (Überstreckung) bzw. Beugung notwendig, so dass - abgeleitet aus dem klinischen Befund - nicht unbedingt eine Beeinträchtigung des Gangbildes zu erwarten ist. Die gegenüber der Kontrollgruppe etwas verstärkte Kniestreckung in der Stand- und Schwungphase (1 bis 3°) dürfte für die therapeutische Praxis kaum von Relevanz sein. Das gilt vor allem, wenn man berücksichtigt, dass allein durch das Markerplacement gewisse Abweichungen entstehen. In der Literatur sind keine vergleichbaren Ergebnisse zu finden. Umgekehrt wurde eher, wie bei Bush-Joseph [34] und Patel [151], eine etwas geringere Kniestreckung am Ende der Standphase (Terminal Stance) bei Kreuzbandpatienten gegenüber einer Kontrollgruppe beschrieben, die mit einem reduzierten äußeren Knie-Extensionsmoment (Netto-Knieflexoren-Moment) korrelierte.

Die eigenen Ergebnisse zum Kniewinkelverlauf beim Gehen stimmen nicht völlig mit denen von Schmalz et al. [169] überein, die Ganganalysen ein Jahr p.o. durchführten. Sie beschrieben ein Flexions-Extensions-Defizit, worunter sie eine Seitendifferenz in der Amplitudenänderung des Kniewinkels durch die Flexion in der Landephase (Loading response) und die Streckung im Mittelstütz zu Ungunsten der operierten Seite verstanden. Bei den untersuchten 35 Patienten mit VKB-Plastik (PSP) und 12 Patienten mit augmentierter Kreuzbandnaht wurde ein solches Defizit von 3,5° bzw. 3,4° auf der operierten Seite beobachtet. Die Autoren resümierten, dass die gefundene Gangstörung weiterer Klärung bedarf und dass beobachtet werden muss, ob die gefundene eingeschränkte Kniestreckung beim Gehen eventuell den frühzeitigen Gelenkverschleiß fördert. Ähnliche Ergebnisse fand Thorwesten [191], der 50 Patienten mit operativ versorgter Kreuzbandruptur untersuchte. 6 Monate nach der Operation fand er ein persistierendes Streckdefizit beim Fersenkontakt und ebenfalls ein weiter bestehendes Extensions-Flexions-Defizit in der Standphase.

In den hier vorliegenden Daten konnte eine solche Gangstörung nicht verifiziert werden. Allerdings lag in der eigenen Studie ein längerer Nachuntersuchungszeitraum von 4 Jahren vor. Insofern ist anzunehmen, dass die von Schmalz und Thorwesten gefundene Gangstörung nicht langfristig verbleibt und somit ein Einfluss auf den Gelenkverschleiß nahezu ausgeschlossen werden kann.

4.4.2 Laufanalyse

Da Einschränkungen und Defizite nach Kreuzbandoperationen am ehesten bei schnelleren Bewegungen und Sportausübung beklagt werden, sollte das näher untersucht werden. Die Kniebelastung sollte zusätzlich durch ein Bergablaufen erhöht werden.

Subjektive Einschätzung der Lauffähigkeit

Nur etwa die Hälfte der VKB-Patienten gab an, ohne Einschränkungen laufen zu können, fast ein Viertel beklagten hingegen kniebedingte Beschwerden. Die weiteren Patienten (26 %) konnten dazu keine Angaben machen, da sie nicht regelmäßig laufen.

Ein beschwerdefreies Laufen (Joggen) scheint offenbar nach einer Kreuzbandrekonstruktion nicht für alle Patienten erreichbar zu sein, was als ein weniger befriedigendes Ergebnis zu werten ist. Laufen gehört zu den grundlegenden Bewegungsformen im Sport. Da die Wiedererlangung der Sportfähigkeit nach VKB-Rekonstruktion eine Zielgröße darstellt, ist die Beschwerdefreiheit beim Laufen als eine

Voraussetzung zu sehen. Insofern könnte man darin auch ein weiteres Kriterium für die Evaluation des Behandlungserfolges sehen. Da die Erfassung der Schmerzen im klinischen Befund bereits als relevantes Beurteilungskriterium eingeordnet wurde, scheint aber eine isolierte Erfassung der Beschwerden beim Laufen nur für spezielle Fragestellungen notwendig.

Kinetische Datenanalyse

In der vorliegenden Untersuchung zeigten sich bei einer standardisierten Geschwindigkeit von 10 km/h weder beim Laufen in der Ebene noch beim Bergablaufen mit einer Neigung von -5 % Auffälligkeiten in der vertikalen Bodenreaktionskraft. Die maximale Bodenreaktionskraft und die davon abgeleiteten bzw. berechneten Werte waren seitengleich und zeigten außerdem keine Abweichungen zur Kontrollgruppe. Lediglich in der zeitlichen Dynamik des Landevorganges (Zeit bis zur maximalen Bodenreaktionskraft) wurde deutlich, dass in der Patientengruppe gegenüber der Kontrollgruppe beidseitig die Landephase verkürzt ist. Die aufgetretene mittlere prozentuale Seitenabweichung von ca. 4 % erscheint für die Praxis allerdings nahezu irrelevant. Theoretisch müsste eine Verkürzung der Landephase dazu führen, dass die Landerate⁴⁹ bei den Patienten größer ist. Wenn das so wäre, müssten sich auch Veränderungen im Bewegungsbild, etwa im Kniewinkel, für die Landephase ergeben. Das konnte jedoch für die hier untersuchte Patientengruppe nicht bestätigt werden. Zumindest bestand in der Landephase keine Veränderung des Kniewinkels in der Sagittalebene (Abschnitt „*Kinematische Datenanalyse*“).

Einen weiteren Aufschluss über die Ursachen von Abweichungen in der Landephase könnte die Untersuchung der Gelenkmomente geben. Die Untersuchungsergebnisse von Berchuck et al. [25] mit kreuzbandinsuffizienten Patienten zeigten jedoch bei Aktivitäten, die eine höhere Knieflexion erfordern (Laufen, Treppensteigen) eher eine Tendenz zur Normalisierung der Gelenkmomente als bei alltäglichen Bewegungen. Während beim Gehen große Abweichungen in den Kniemomenten bestanden, waren diese beim Laufen nur geringfügig. Es wurde lediglich ein signifikant reduziertes Flexionsmoment in der mittleren Standphase im Vergleich zur Kontrollgruppe nachgewiesen. Das bedeutet, dass die Patienten eine beidseitige Adaptation im Sinne der Reduzierung des Netto-Quadriceps-Moments für diese Bewegungsphase zeigen. Vergleichbare Ergebnisse konnten auch Andriacchi et al. [8] in ihren Untersuchungen

⁴⁹ Landerate = Verhältnis von Bodenreaktionskraftänderung je Zeiteinheit – dieser Wert wurde in der vorliegenden Studie nicht ermittelt.

finden. Sie wiesen beim Laufen von Patienten mit Kreuzbandinsuffizienz ebenfalls ein reduziertes Flexionsmoment in der Standphase nach, jedoch lag die prozentuale Abweichung zu den gesunden Kontrollpersonen nur bei 25 %. Beim Gehen war hingegen ein um 100 % reduziertes Flexionsmoment ermittelt worden. Andriacchi und Mitarbeiter stellten dabei ebenfalls bilaterale Veränderungen in den Gelenkmomenten fest. Im Zusammenhang mit ähnlichen Ergebnissen von Laufanalysen in einer Gruppe von PSP-Patienten wiesen Bush-Joseph et al. [34] eine enge Korrelation zwischen Flexionsmoment beim Joggen und isokinetischer Quadricepskraft⁵⁰ nach. Die Patienten mit der größten Quadricepsschwäche hatten auch die stärksten Reduzierungen der Flexionsmomente im Kniegelenk. Die Autoren schlussfolgerten daraus, dass postoperativ der Wiederherstellung der Quadricepskraft entsprechende Bedeutung beizumessen ist, da nur bei gut regenerierter Kraft des M. quadriceps femoris eine normale dynamische Funktion des Kniegelenkes möglich ist.

In der Schrittkadenz zeigte sich in der eigenen Untersuchung ein Trend zu einem etwas erhöhten Wert in der Patientengruppe. Die Kadenz ist u.a. abhängig von der Schrittlänge und von anthropometrischen Daten wie der Beinlänge. Die gemessene Beinlänge wies jedoch im Vergleich der Gruppen keine signifikanten Unterschiede auf. Auch die Schrittlängengestaltung erfolgte bei den Patienten seitengleich, wobei keine Auffälligkeiten zu den erhobenen Referenzwerten bestanden. Der beobachtete Kadenzunterschied lässt sich also aus diesen abhängigen Variablen nicht erklären.

Für die kinetischen Daten kann zusammenfassend festgehalten werden, dass sich beim Laufen in der Ebene wie beim leichten Abwärtslaufen keine wesentlichen Auffälligkeiten in den gemessenen vertikalen Bodenreaktionskräften - die als Zeichen der Belastung des jeweiligen Beines verstanden werden können - zeigten. Dies steht in einem gewissen Widerspruch zur subjektiven Einschätzung der Patienten, von denen ein Teil Einschränkungen beim Laufen angab. Daraus kann einerseits gefolgert werden, dass Beschwerden offenbar nicht zwingend zu einer chronischen Veränderung von Belastungsmustern (Entlastungshinken) führen. Andererseits muss bemerkt werden, dass die Laufanalyse nur 10 Minuten umfasste, während die angegebenen Beschwerden aber erst bei Laufsequenzen von über 10 Minuten auftreten. Es erscheint deshalb sinnvoll und notwendig, in künftigen Studien eher Dauerlaufbelastungen zu untersuchen. Des Weiteren muss angemerkt werden, dass das Abwärtslaufen bei einem geringen Gefälle (-5 %) offensichtlich keine hinreichende „Provokation“ höherer Belastung für das Kniegelenk darstellte. Die Messung bei größeren Neigungen war allerdings aus technischen Gründen nicht möglich. Insofern

⁵⁰ Maximales Drehmoment der Extensoren bei 60°/s

kann für das Laufen mit unterschiedlichen Neigungen nur bedingt eine allgemeingültige Aussage abgeleitet werden.

Kinematische Datenanalyse

Beim Laufen mit 10 km/ h in der Ebene und mit leichtem Gefälle sind die minimalen und maximalen Kniegelenkwinkel in der Stand- und Schwungphase (Sagittalebene) bei den Kreuzbandpatienten seitengleich. Auch zwischen der Patienten- und Kontrollgruppe konnten keine Unterschiede festgestellt werden. Bei den Kreuzbandpatienten bestand lediglich eine Tendenz zu einer geringeren Knieflexion (ca. 4°) in der Mittelstützphase. Ein ähnliches Ergebnis ist auch in der Untersuchung von Berchuck et al. [25] zu finden. Sie dokumentierten bei den VKB-Patienten ebenfalls beidseitig eine etwas geringere Knieflexion in der Mittelstützphase (Mittelwertsdifferenz ca. 4°) im Vergleich zu einer kniegesunden Kontrollgruppe. Erklärbar wäre diese Art der Bewegungsveränderung am ehesten damit, dass Defizite in der Funktion der Quadricepsmuskulatur - speziell bei exzentrischer Kontraktion - bestehen, die in dieser Phase zum Abfangen der Landung erforderlich ist. Derartige Defizite sind in der Literatur im Ergebnis von Kraftmessungen beschrieben [37, 91]. Dass ein Zusammenhang zwischen reduzierter Muskelkraft des M. quadriceps femoris (isokinetisch-konzentrisches Drehmoment) und äußeren Flexionsmomenten beim Joggen besteht, wiesen bereits Patel et al. [151] in ihrer Studie mit 44 Patienten mit unilateraler VKB-Insuffizienz nach. Ob eine derartige Korrelation auch für die hier untersuchten Patienten bestand, konnte nicht überprüft werden, da die Gelenkmomente nicht erfasst wurden.

Beim Laufen mit unterschiedlichen Neigungen zeigten sich diskrete Veränderungen in der Kniebewegung. Hervorzuheben wäre die Tendenz zur stärkeren Kniestreckung am Ende der Schwungphase (kurz vor der Landung), was dadurch zu erklären ist, dass durch das Gefälle ein etwas „längerer Weg“ bis zum Bodenkontakt notwendig ist. Die Schwungphasenflexion ist hingegen geringfügig weniger deutlich ausgeprägt. Die Absolutdaten weisen allerdings nur Änderungen im 2 - 3°- Bereich auf, was für die Praxis nicht bedeutsam erscheint.

Wie bereits erwähnt, ist die Beanspruchung für das Kniegelenk bei einem Gefälle von 5 % offenbar nicht ausreichend erhöht, um größere Differenzen zu verifizieren. Um die Belastbarkeit des kreuzbandoperierten Kniegelenkes zu untersuchen, müssten wahrscheinlich auch für solche Tests unter Laborbedingungen höhere Beanspruchungen durch die Wahl größerer Neigungswinkel provoziert werden. Ein solches Vorgehen wählten Eckhardt et al. [48] bei ihren Gang- und Laufanalysen mittels EMG. Sie untersuchten 20 Patienten mit Kreuzbandinsuffizienz und eine gleich

große gesunde Kontrollgruppe hinsichtlich der neuromuskulären Koordination in unterschiedlichen Beanspruchungssituationen. Dazu wurde die elektrische Aktivität (EMG) der Beinmuskulatur beim Gehen und Laufen in der Ebene sowie beim Laufen mit 20 % Neigung bzw. 20 % Gefälle aufgezeichnet. Beim Bergablaufen zeigte sich bei den Patienten mit Kreuzbandinsuffizienz eine verringerte Innervation des M. biceps femoris und des M. gastrocnemius. Das bedeutet, dass die agonistisch zum vorderen Kreuzband wirkenden Muskeln eine reduzierte Funktion aufwiesen und dadurch bei insuffizientem Kreuzband die translatorischen Bewegungen im Kniegelenk wahrscheinlich vermehrt sind. Auf Grund der gefundenen neuromuskulären Defizite muss im Endeffekt mit einer erhöhten Beanspruchung für das Kniegelenk, insbesondere für den Knorpel gerechnet werden. Die Autoren wiesen weiter daraufhin, dass die Grenzen zwischen tolerabler und vulnerabler Beanspruchung sicherlich sehr individuell und damit schwer zu definieren sind. Im Hinblick auf die Tatsache, dass das dort untersuchte Patientenkollektiv, mit Ausnahme von 4 Patienten, sportlich aktiv war, gaben die Autoren zu bedenken, ob ein subjektiv stabiles und beschwerdefreies Kniegelenk ein hinreichendes Kriterium für die Sportfähigkeit sein kann. Sie forderten in der Beurteilung der Sportfähigkeit eine stärkere Berücksichtigung der neurosensorischen Funktion.

4.4.3 Zusammenfassung der Diskussion zur Gang- und Laufanalyse

Während sich bei den untersuchten VKB-Patienten in frühen postoperativen Zeitintervallen noch Auffälligkeiten im Gangbild zeigten, war 4 Jahre nach der Operation keine wesentliche Beeinträchtigung mehr zu finden. Das Belastungs- und Bewegungsverhalten beim Gehen und Laufen ist offensichtlich mittelfristig nach einer vorderen Kreuzbandplastik weitgehend normalisiert. Das „motorische Programm“ für gleichmäßig zyklische Bewegungen, wie beim Gehen und Laufen mit konstanter Geschwindigkeit notwendig, scheint sich also im postoperativen Verlauf wieder angepasst zu haben. Es ergaben sich nur in ausgewählten Parametern noch geringe Abweichungen, die aber für die Gesamtfunktion des Kniegelenkes wahrscheinlich kaum Relevanz haben.

Bei der Bewertung der vorliegenden Ergebnisse muss allerdings berücksichtigt werden, dass die hier angewendete Untersuchungsmethodik nur eine Betrachtung einer Komponente der Bodenreaktionskraft (vertikale) und der Bewegung eines Gelenkes (Kniegelenk) in einer Ebene (Sagittalebene) ermöglichte. Daraus allein kann nicht endgültig geschlussfolgert werden, dass keinerlei Änderungen im Bewegungsbild vorliegen. Es könnte vermutet werden, dass Bewegungsveränderungen in der Frontalebene (Varus/ Valgus) oder auch in der Transversalebene (Rotation) vorhanden

sind, worauf u.a. Thorwesten [191] verwies. Die Erfassung von Bewegungsdaten aus anderen Ebenen ist jedoch mit den bisherigen messtechnischen Möglichkeiten noch nicht hinreichend reliabel. Deshalb wird in den meisten Studien ausschließlich auf die Betrachtung aus der Sagittalebene zurückgegriffen. Ferner sollte die untere Extremität in ihrer Gesamtheit als Funktionseinheit betrachtet werden, insofern müssen auch die angrenzenden Gelenke Berücksichtigung finden. Auch wenn, wie in der hier vorliegenden Untersuchung, keine Abweichungen im Kniewinkelverlauf bestehen, können durchaus kompensatorische Veränderungen in den angrenzenden Gelenken (Hüfte, Sprunggelenk) vorliegen. Darauf weisen u.a. die Ergebnisse von Berchuck et al. [25] hin, die in den Ganganalysen bei 17 Patienten mit Kreuzbandinsuffizienz begleitende Veränderungen der Flexions- und Extensionsmomente der Hüfte fanden, während für das Sprunggelenk keine Abweichungen ermittelt wurden. Gleichzeitig fanden die Untersucher Hinweise darauf, dass die Patienten zu einem symmetrischen Gang tendieren. Da sie auf beiden Seiten Unterschiede zur gesunden Kontrollgruppe fanden, schlussfolgerten sie, dass Ganganomalien der betroffenen Seite offensichtlich auf die kontralaterale Seite übertragen werden. Vergleichbare Ergebnisse liegen auch von Thorwesten [191] vor. Dieser Tatbestand sollte Anhaltspunkt für die zukünftige Beurteilung von Ergebnissen sein. Auch bei unilateralen Verletzungsbildern können beidseitige Änderungen eintreten, so dass stets ein Vergleich mit Daten einer kniegesunden Kontrollgruppe wichtig ist.

Aus methodenkritischer Sicht muss ferner auf die Problematik der Laufbanduntersuchung hingewiesen werden. Bei Untersuchungen auf dem Laufband handelt es sich um die Analyse einer Simulationsbewegung bei bewegtem Untergrund. Die Gleichmäßigkeit der Ganggeschwindigkeit und der vorgegebene Vortrieb sind „unnatürlich“. Bei mangelnden dynamischem Gleichgewicht, mangelnder Laufbandhabituation und Unsicherheit/ Angst können im Einzelfall Störungen der Bewegungskoordination nicht ausgeschlossen werden, die dann selbstverständlich auch Einfluss auf die Messergebnisse haben können. Da jedoch die hier untersuchte Patienten- und Kontrollgruppe keine cerebralen oder neurologischen Defizite aufzuweisen hatte, alle Teilnehmer Vorerfahrungen auf dem Laufband besaßen und zuzüglich im Rahmen des Tests eine ausreichende Gewöhnungszeit erhielten, können diese Fehlerquellen weitgehend ausgeschlossen werden. Gleichzeitig sprechen zahlreiche Vorteile für den Einsatz eines Laufbandes. Die quasistationäre Situation sichert gute Beobachtungsmöglichkeiten und eine kinematische Analyse (Video) ohne Verzerrung. Die in dieser Untersuchung genutzte integrierte Messtechnik im Laufband (Kraftmessplatten) ermöglichte des Weiteren eine simultane Mehrschrittanalyse von kinetischen und kinematischen Parametern. Zugleich konnte durch das standardisierte

Messvorgehen mit Vorgabe der Geschwindigkeit eine gute Vergleichbarkeit der stark geschwindigkeitsabhängigen Gangparameter gewährleistet werden. Zuletzt genannte Argumente sprechen durchaus für den Einsatz von Laufbändern im Rahmen der Diagnostik.

Zusammenfassend kann hinsichtlich der Bedeutung der Gang- und Laufanalyse für die Evaluation von Behandlungsergebnissen nach VKB-Plastik folgendes festgehalten werden: Die hier verwendete Methodik bei der Gang- und Laufanalyse mit einem vereinfachten Vorgehen (Analyse nur weniger Parameter, z.B. nur eindimensionale Bodenreaktionskraftmessung, Winkelverlauf von nur einem Gelenk), ließ sich im zeitlichen Aufwand der Durchführung und Auswertung gut realisieren und wäre aus dieser Sicht für die klinische Praxis durchaus geeignet. Andererseits muss angemerkt werden, dass die erhobenen Werte u.U. nicht hinreichend sind, um eventuelle Defizite zu erkennen. Auch Perry [152] sieht u.a. die vertikale Belastung nicht als klinisch verlässlichen Parameter zur Bestimmung des Ausmaßes einer Gangstörung an. Insofern kann diese Form der Gang- und Laufanalyse offensichtlich kaum einen ergänzenden Beitrag zur Diagnostik und Einschätzung des Behandlungserfolges nach Kreuzbandoperation leisten.

4.5 Koordinations- und Schnelligkeitsdiagnostik

4.5.1 Ein- und beidbeinige Haltungsstabilisation

Die Untersuchung der Haltungsstabilität (ein- und beidbeinig) gehört zu einem wichtigen Verfahren, um verbliebene Defizite in der motorischen Haltungskontrolle des Beines nach einer Kreuzbandoperation nachzuweisen. Das den Studien zugrunde liegende methodische Vorgehen ist jedoch unterschiedlich (verschiedene Messtechnik), was die Ergebnisse in der Literatur nur mit Einschränkungen vergleichbar macht.

In der hier vorliegenden Studie wurde eine Stabilitätsplattform verwendet. Es konnten bei den VKB-Patienten keine Unterschiede zwischen operierter und gesunder Seite nachgewiesen werden. Auch im Vergleich zur Kontrollgruppe bestanden im Balance-Index beim ein- und beidbeinigen Test keine Abweichungen. Daraus kann zunächst gefolgert werden, dass in der ein- und beidbeinigen Haltungsstabilität 4 Jahre nach einer Kreuzbandoperation keine Defizite mehr bestehen.

Vergleichbare Ergebnisse liegen von Henriksson et al. [88] vor. Die Autoren untersuchten 25 PSP-Patienten 3 Jahre p.o. und fanden weder für die statische noch die dynamische Haltungsstabilität Unterschiede zwischen der VKB-Gruppe und einer kniegesunden Kontrollgruppe sowie zwischen operiertem und gesundem Bein der

Patienten. Es bestand lediglich eine Tendenz zur schlechteren Haltungskontrolle der Patienten beim beidbeinigen Stand unter Ausschluss der visuellen Kontrolle. Brand et al. [29] stellten bereits in einem Zeitraum von 4 Wochen p.o. (bei sofortiger Vollbelastung und beschleunigter Rehabilitation) für das operierte Bein Stabilitätsindices (K.A.T. 2000) fest, die dem präoperativen Niveau der gesunden Körperseite sowie dem der kniegesunden Kontrollgruppe entsprachen. Die Autoren führten das auf die Normalisierung der biomechanischen Situation des Gelenkes und den positiven Einfluss eines Koordinationstrainings zurück. Denti et al. [42], die in ihrer Studie ebenfalls den K.A.T. 2000 verwendeten, fanden beim ein- und beidbeinigen Test im Vergleich zur VKB-Gruppe tendenziell die besseren Stabilitätsindices für die Kontrollgruppe. Jedoch ließ sich für die Patientengruppe mehr als 6 Jahre p.o. auch kein Seitenunterschied zwischen operierter und gesunder Seite nachweisen. Es zeigte sich, im Gegensatz zu den von uns erhobenen Werten, ein Trend zu etwas besseren Werten der operierten Seite. Die Autoren vermuteten, da zu 70 % die dominante Seite operiert worden war, sich deshalb auch postoperativ dort die bessere Haltungskontrolle nachweisen lässt. Sie stellten auch fest, dass offenbar nach der Kreuzbandoperation nachweisbare Defizite in der motorischen Kontrolle persistieren und Zeichen bilateraler Anpassungen zu finden sind, da beide Beine schlechtere Werte gegenüber dem Referenzwert der gesunden Kontrollgruppe aufwiesen. Auch in anderen Studien wurden in der Standstabilität bei Kreuzbandpatienten Defizite nachgewiesen [42, 180]. Da wird angenommen, dass eine Störung in der Propriozeption/ Sensomotorik - welche mit anderen Testverfahren (Erfassung der Schwelle der passiven Bewegungskontrolle, Winkelreproduktionstest) vielfach nachgewiesen wurde [71, 72, 102, 159] - eine Rolle spielen könnte. Da es aus weiteren Untersuchungen Hinweise darauf gibt, dass aus histologischer Sicht eine Reinnervation des Kreuzbandes stattfindet [24, 75, 93], könnte man interpretieren, dass eine wiederhergestellte Standstabilität 4 Jahre nach Kreuzbandplastik auf eine vollständige sensomotorische Funktion schließen lässt. Andererseits ist es aber kaum gerechtfertigt, eine so komplexe motorische Aufgabe wie den Einbeinstand auf einen einzigen Funktionszusammenhang zurückzuführen. Dies betonten bereits Asthous-Miller et al. [11], die nachwiesen, dass durch gezielte Übungen die Stabilisationsfähigkeit verbessert werden kann, dies aber nicht mit einer Verbesserung der Propriozeption gleichzusetzen ist. Sie vermuteten, dass eher Veränderungen bei zentralen Mechanismen eintreten (zunehmende Automatisierung, Veränderung der Bewegungsprogramme). Auch die bereits genannte Studie von Brand et al. [29], die eine Verbesserung des Koordinationsvermögens innerhalb von 4 Wochen p.o. nachwies, schließt aus, dass die Propriozeption allein für die

Stabilisationsfähigkeit des Beines verantwortlich sein kann, denn in diesem kurzen Zeitraum ist eine Reinnervation des Transplantates kaum möglich.

Die gewählte Untersuchungsmethode weist jedoch Grenzen auf, wie z.B. Denti et al. andeutete. Auch Hansen et al. [85] sahen das so. Sie überprüften in ihrer Studie die Reliabilität des Balancetests auf dem K.A.T 2000. Sie fanden in einer Gruppe von 40 kniegesunden Probanden Lerneffekte von Test zu Test innerhalb eines Tages sowie beim Wiederholungstest einen Monat später, insbesondere beim dynamischen Test. Zusätzlich beobachtete Henriksson [88] in der Serie dynamischer Haltungsstabilitätstests von 3 Durchgängen jeweils die schlechtesten Werte im ersten Durchgang. Dieses Ergebnis wurde auch als Lerneffekt bzw. als neuromuskuläre Adaptation interpretiert. Die Autoren äußerten gleichzeitig die Vermutung, dass darin ein Risikofaktor für Wiederverletzungen liegen könnte.

Der dynamische Haltungsstabilitätstest wurde auch in der vorliegenden Studie angewendet. Dieser Test verlangt eine Haltungskontrolle des Beines bei beweglicher Plattform, was zumeist eine neue motorische Erfahrung ist, da sie nur selten in Situationen des Alltags oder Sports erforderlich ist. Insofern muss diesem Test, auch wegen oben beschriebener Lerneffekte, eine begrenzte Aussagekraft zugeschrieben werden. Gerade wegen der Lerneffekte haben derartige Übungsformen jedoch auch eine besondere Bedeutung in der Rehabilitation von Knieverletzungen, da das Training auf instabilen Unterlagen Effekte im sensomotorischen Bereich erwarten lässt. Heitkamp et al. [87] gelang es in einer Trainingsstudie zum Koordinationstraining Verbesserungen in der Standstabilität, aber auch eine Zunahme der Muskelkraft nachzuweisen. Die Zugewinne im Bereich der Koordination waren überdurchschnittlich, die Kraftzuwächse hingegen nur wenig geringer gegenüber einer Gruppe, die ausschließlich ein Krafttraining absolviert hatte. Jerosch et al. [106] hatten ebenfalls positive Wirkungen eines sensomotorischen Trainingsprogrammes in einer Gruppe Kreuzbandverletzter nachgewiesen. Sie belegten anhand einer nicht-trainierenden, gesunden Kontrollgruppe, dass sich im Re-Test mit dem K.A.T. 2000 Lerneffekte ergaben, die aber deutlich unter den Zuwachsraten der Kreuzbandpatienten lagen.

Um Fehlinterpretationen der Ergebnisse zu vermeiden, müssten also die weiteren Einflussfaktoren berücksichtigt werden. Die Körperschwerpunktbewegung beim Einbeinstand (ausgedrückt im Balance-Index) erlaubt keinen direkten Rückschluss auf die Haltungskontrolle des Beines. Der Einbeinstand stellt letztlich eine komplexe Leistung dar und ist u.a. auch von der allgemeinen Gleichgewichtsfähigkeit abhängig. Des Weiteren ist die Haltungskontrolle des Beines mit Sicherheit nur zu einem Teil von der Stabilisierungsfähigkeit des Kniegelenkes abhängig. Insbesondere die Standbasis „Fuß“ dürfte einen zusätzlichen, bedeutenden Einfluss haben. Darauf wies Steuer [180]

hin, der in einer Vergleichsuntersuchung von Kreuzbandpatienten, Leistungsschwimmern und normal aktiven gesunden Kontrollpersonen die Sicherheit beim Einbeinstand mittels der Aufzeichnung der Horizontalbewegung des „Center of Pressure“ auf einer Kraftmessplatte kontrollierte. Er fand die schlechtesten Werte für das Kollektiv der Leistungsschwimmer und stellte dabei fest, dass sich bei diesen Probanden im Befund vermehrt hypermobile Sprunggelenke zeigten. Auch spezifische motorische Präferenzen haben offensichtlich einen wesentlichen Einfluss. Für Schwimmer, die normalerweise eher gegen Wasserwiderstände als gegen die Schwerkraft arbeiten müssen, zeigte sich die schlechtere Einbeinstandstabilität. Andere Athleten aus Sportarten wie Eisschnelllauf, Eiskunstlauf oder alpiner Skilauf, in denen eine einbeinige Haltungskontrolle erforderlich ist, dürften deshalb in diesem Test deutliche Vorteile haben. Steuer diskutierte auch den möglichen Zusammenhang zu anthropometrischen Daten. Er hatte für Frauen bessere Werte der Standstabilität gegenüber Männern beobachtet und vermutete, dass die geringere Körpergröße und der damit niedrigere Körperschwerpunkt einen weiteren Einflussfaktor darstellen könnte.

Im Ergebnis der eigenen Untersuchungen, der Literatursichtung und der Methodenkritik kann man resümieren, dass die erhobenen Variablen des dynamischen Einbeinstandtestes keine hinreichenden Aussagen über die möglichen Defizite im sensomotorischen Bereich - ausgelöst durch die Knieverletzung - zulassen. Sie scheinen für die Erfolgskontrolle nach Kreuzbandoperation wenig geeignet.

4.5.2 Elementare Schnelligkeit und Einbeinweitsprung

Engelhardt et al. [54] wiesen jüngst erneut daraufhin, dass schnelle Bewegungen nur auf der Basis gut entwickelter Krafftfähigkeiten und deren koordinierten Einsatz möglich sind. Sie betonten: „Die postoperative Entwicklung der Schnellkraft wird unserer Auffassung nach vielfach vernachlässigt“ (ebenda, S. 796). Da die Bewegungs- und Reaktionsschnelligkeit bei vielen Bewegungen im Alltag, besonders aber im Sport, eine wesentliche Rolle spielt, erscheint es sinnvoll, für die Beurteilung von OP- und Rehabilitationsergebnissen in Bezug auf die Funktionsfähigkeit des Kniegelenkes schnelligkeitsorientierte motorische Tests zu nutzen. In der vorliegenden Studie wurde auf ein Messsystem mit Bodenkontaktzeitmessung (Talent-Diagnose-System) zurückgegriffen.

In der medizinischen Literatur ist der Faktor „Schnelligkeit“, bezogen auf die Gesamtzahl von Veröffentlichungen zum Thema „Vorderes Kreuzband“, selten Gegenstand der Betrachtungen. Nur wenige Studien untersuchten komplexe

motorische oder schnelligkeitsorientierte Fähigkeiten bei Kreuzbandpatienten anhand verschiedener Sprungtests oder sportmotorischer Tests unter Zeitdruck [66, 101, 124]. Lediglich der Einbeinweitsprung ist ein bekannter und häufig angewendeter sportmotorischer Test [3, 56, 73, 104, 114, 148, 155, 162], der auf komplexe Art und Weise die Funktionsfähigkeit des Kniegelenkes überprüft, der allerdings ebenfalls nicht den Faktor „Schnelligkeit“ untersucht.

Erkenntnisse zur elementaren Schnelligkeit liegen eher aus der sportwissenschaftlichen (trainingswissenschaftlichen) Literatur vor. Eine einheitliche Begriffsdefinition für elementare Schnelligkeit ist bisher nicht zu finden. Meist werden die azyklischen Zeitprogramme (z.B. Nieder-Hoch-Sprung) und zyklischen Bewegungsprogramme (z.B. Tapping) als Ausdruck der elementaren Schnelligkeit verstanden. Diese motorischen Programme sind im Zentralnervensystem gespeichert, laufen unbewusst und nach dem „Programmstart“ nicht mehr regelbar ab. Azyklische und zyklische Zeitprogramme sind selbständige elementare Grundprogramme, die untereinander als nicht übertragbar gelten [18]. Sie werden deshalb als separate Erscheinungsformen der Schnelligkeit angesehen.

Bauersfeld und Voß [18] gehen davon aus, dass die elementare Schnelligkeit an die Eigenschaften des neuromuskulären Systems gebunden ist und von dessen Niveau bestimmt wird. Die Autoren verstehen unter dem neuromuskulären System das periphere Nervensystem, das Zentralnervensystem, das Muskelsystem und die zugehörigen Prozesse. Sie schreiben weiter: „In welchem Maße die Elemente des neuromuskulären Systems, z.B. die sensorischen und motorischen Nervenleitgeschwindigkeiten, die Reflexzeiten der Muskeleigenreflexe, synaptische Übertragungszeiten sowie die an eine bestimmte Muskelfaserausstattung gebundene Eigenschaft der muskulären Kontraktionsgeschwindigkeit, anlagebedingt sind oder durch Training funktionelle Anpassungen zeigen, ist umstritten“ (ebenda, S. 17). Dabei gelten Zeitprogramme als über längere Zeit hinweg stabil [195].

Tapping

Hinsichtlich der Bodenkontaktzeit bestand bei den VKB-Patienten während des Tappings im Sitzen kein Seitenunterschied. Anders beim Tapping im Stehen, wo sich für die operierte Seite eine verlängerte Bodenkontaktzeit zeigte.

Um dieses Ergebnis zu erklären, müssen zunächst die Ausführungsbedingungen dieser zwei Tests näher betrachtet werden. Im Sitzen kann bei seitengleichen Bodenkontaktzeiten von einer Bewegungssymmetrie ausgegangen werden. Ferner bestanden keine Auffälligkeiten hinsichtlich der Tappingfrequenz im Vergleich zur

Kontrollgruppe. Daraus kann geschlussfolgert werden, dass in einer wenig bis gar nicht kniebelastenden Testsituation (Sitzen) offenbar keine Störung der Beinmotorik vorliegt. Da Schnelligkeitsleistungen auf zentralen Bewegungsprogrammen basieren, kann des Weiteren vermutet werden, dass zentralnervöse Steuermechanismen nicht automatisch von der Verletzung beeinträchtigt werden. Diese Vermutung deckt sich mit Ergebnissen von Engelhardt et al. [52, 55], die keine Defizite auf nervaler Ebene nach Kniebinnentraumen oder Knieoperationen nachweisen konnten.

Der Wechsel der Testposition führt allerdings zu einer entsprechend veränderten Belastung des Kniegelenkes. Im Stehen ist das Kniegelenk axial gewichtsbelastet. Dies verändert die Kraft- und Koordinationsanforderung, besonders für die kniegelenkumgebende Muskulatur. Da die Schnelligkeit nicht nur von neuro-, sondern auch von muskelphysiologischen Parametern abhängig ist, wäre zu vermuten, dass verletzungsbedingte Unterschiede auf muskelmorphologischer Ebene (z.B. Faserdicke, Faserzusammensetzung) sich als Bewegungsasymmetrie (Kontaktzeitunterschied) zeigen. Die Muskelfaserzusammensetzung der Beinmuskulatur, d.h. besonders der Anteil an schnell kontrahierenden (FT)-Fasern stellt eine wichtige Einflussgröße dar [190]. Veränderungen im Muskelfaserspektrum werden zumindest für Patienten mit Kreuzbandinsuffizienz diskutiert. Lorentzon et al. [126] fanden bei 18 männlichen Patienten mit chronischer VKB-Insuffizienz in 11 Fällen eine normale Muskelmorphologie des M. vastus lateralis. Bei den anderen Patienten zeigten sich geringe Auffälligkeiten – es waren sowohl Veränderungen an beiden Fasertypen zu sehen, als auch eine selektive Hypotrophie von Typ-II- und in einem Fall von Typ-I-Fasern. Edström [49] ermittelte im M. vastus medialis eine selektive Verminderung der Größe der Typ-I-Fasern, Baugher et al. [19] hingegen der Typ-II-Fasern. Gerber et al. [76] konnten bei Patienten mit chronischer VKB-Insuffizienz nach Biopsie aus dem M. vastus lateralis keine Veränderungen in der Faserzusammensetzung nachweisen. Sie beobachteten jedoch eine gleichartige Verminderung der Faserdicke aller Fasertypen. Über die Muskelmorphologie nach Kreuzbandrekonstruktion gibt es noch keine gesicherten Erkenntnisse - insofern ist deren Einfluss auf schnelligkeitsorientierte Parameter schwer abzuschätzen.

Ausgehend von der Annahme, dass eine beeinträchtigte Sensomotorik im kreuzbandoperierten Bein vorliegt, könnte außerdem vermutet werden, dass die Änderung der Testposition gleichzeitig mit Veränderungen bzw. Störungen der Eigenschaften des neuromuskulären Systems verbunden ist. Allerdings ist bisher nicht vollständig geklärt, inwiefern z.B. eine Verletzung oder Operation, Veränderungen in o.g. Prozessen hervorrufen kann. Wie bereits im Kapitel 4.5.1 diskutiert, kann erwartet werden, dass nach Knieverletzungen ein Propriozeptionsdefizit vorhanden ist, so dass

anzunehmen wäre, dass eine veränderte Afferenz besteht. Möglicherweise handelt es sich dabei aber nur um einen vorübergehenden Effekt, denn wie schon erwähnt, ist die Reinnervation des Kreuzbandes bereits belegt. In einer aktuellen Einzelfalluntersuchung von Tsuda et al. [193] gibt es Hinweise, dass nach einer Kreuzbandplastik auch die neuralen afferenten Bahnen zum ZNS wiederhergestellt werden. So ließ sich bei elektrischer Stimulation mittels bipolarer Elektroden am vorderen Kreuzband eine elektrische Aktivität (EMG) am M. biceps femoris, nicht aber am M. semitendinosus nachweisen. Die Autoren deuteten dieses Ergebnis als Anzeichen einer Wiederherstellung des Kreuzband-Hamstring-Reflexbogens, die möglicherweise nicht in allen Fällen suffizient ist.

Aus der bisherigen Diskussion wird daher vermutet, dass die nachgewiesenen Änderungen in der Motorik beim Beintapping stehend eher auf eine zentralnervös veränderte Aktivierung der Funktionsmuskulatur zurückzuführen sind, worauf bereits Engelhardt et al. [52, 55] verwiesen. Die Autoren stellten anhand der Ergebnisse neurologischer Untersuchungen dar, dass nach Kniebinnentraumen oder Operationen offenbar keine Defizite in der Kette Reizaufnahme, Reizweiterverarbeitung, zentralnervöse Verarbeitung und efferente Leitungsbahn bestehen. Mittels der Neurografie konnten Funktionsstörungen der peripheren Nerven und Veränderungen in den zentralen Abschnitten der Impulsleitung im Cortex und im Rückenmark ausgeschlossen werden. Die Untersuchungsergebnisse zeigten, dass die passive Erregbarkeit der Motoneurone vollständig erhalten war. Engelhardt schlossfolgte daraus, dass offenbar der aktive Zugriff und die willentliche Erregbarkeit der Motoneurone gestört ist und zentrale Defizite vorliegen, wobei eine morphologische zentrale Läsion, wie eben erwähnt, durch die Untersuchungen ausgeschlossen werden konnte [52].

Zusätzlich waren in der hier vorliegenden Untersuchung für die Patientengruppe tendenziell niedrigere Auftaktfrequenzen in den ersten 5 Sekunden des Beintappings im Vergleich zum Referenzwert zu vermerken. Dies wirkte sich konsequenterweise auf das Ermüdungsverhalten aus. Für die VKB-Patienten zeigte sich ein geringerer Frequenzabfall, insbesondere in den ersten zwei Dritteln des Testes. Der Frequenzabfall von Phase 1 zu Phase 2 war nicht signifikant. Dieses Ergebnis zeigt auf, dass Kniepatienten nicht in vollem Umfang in der Lage sind, zu Beginn einer zyklischen Schnelligkeitsübung maximale Bewegungsfrequenzen zu erzeugen. Ursachen könnten motorische Änderungen infolge einer veränderten „zentralnervösen Rekrutierung“ sein. Denn nach dem zentralnervösen Rekrutierungsprinzip werden zuerst die langsamen Neuronen, zeitlich geringfügig später die schnellen erregt. Auf Grund unterschiedlicher Leitungsgeschwindigkeiten schneller und langsamer Neurone

trifft normalerweise die Erregung der schnellen motorischen Einheiten eher am Muskel ein [190]. Wenn die Bewegungsfrequenzen der Patienten zunächst geringer sind, wäre es denkbar, dass zur Einleitung der schnellen Bewegung in der zentralnervalen Rekrutierung oder auch in der Frequenzierung Änderungen – im Sinne von Hemmungen - vorliegen.

Außerdem war bei der Betrachtung der Bodenkontaktzeiten der Patientengruppe aufgefallen, dass diese beidseitig gegenüber dem Referenzwert verlängert sind. Bilaterale Adaptationen lassen sich kaum ausschließlich mit unilateralen Beeinträchtigungen (Rezeptorenbesatz am Kreuzband, Faserzusammensetzung der betroffenen Seite) erklären. Daher müssen auch hier eher zentralnervöse Veränderungen angenommen werden. Derartige bilaterale Effekte von Anpassungen sind nicht neu und inzwischen in mehreren Studien beschrieben. Jerosch et al. [107] wiesen u.a. nach, dass die propriozeptiven Fähigkeiten nach einer Verletzung am vorderen Kreuzband sowohl auf der operierten als auch auf der gesunden Seite schlechter sind. Hopf et al. [94] fanden bei kreuzbandoperierten Patienten mittels EMG-Ableitungen bilateral veränderte Innervationsmuster für die Vasti medialis et lateralis und den M. biceps femoris bei Fahrradergometerbelastung. Dabei beobachteten sie bei instabileren Patienten ($KT\ 1000 > 3\text{ mm}$) die deutlicheren Änderungen. Die Autoren folgerten daraus, dass die Änderung der elektrischen Aktivität (EMG) nicht nur Folge eines afferenten Defizits sein kann, sondern zusätzlich Folge eines sekundär erworbenen kompensatorischen Mechanismus, z.B. infolge persistierender Instabilität.

Beid- und einbeiniger Nieder-Hoch-Sprung

Für den beidbeinigen Nieder-Hoch-Sprung lagen die Mediane und Quartile der Bodenkontaktzeiten in einem Bereich von 160 bis 200 ms. Bei diesen kurzzeitigen Bewegungen ist keine bewusste Bewegungsregulation möglich, d.h. sie laufen über im Zentralnervensystem (ZNS) gespeicherte elementare Bewegungsprogramme ab.

In der Trainingswissenschaft wird zwischen kurzen, effektiven und langen, weniger effektiven Zeitprogrammen differenziert. Die Grenze zwischen kurzem und langem Zeitprogramm wird für den Nieder-Hoch-Sprung mit 170 ms angegeben [18]. Der Nieder-Hoch-Sprung wird von den hier untersuchten Kreuzbandpatienten offenbar im weniger effektiven, langen Zeitprogramm realisiert, denn die Bodenkontaktzeiten lagen überwiegend oberhalb dieses Grenzwertes. Außerdem waren die Bodenkontaktzeiten der Patienten gegenüber dem Referenzwert der kniegesunden Kontrollgruppe tendenziell verlängert. Auch dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass neuromuskuläre Steuer- und Regelmechanismen für elementare Bewegungsprogramme verändert sind.

Allerdings zeigten die Referenzwerte (bei Berücksichtigung der Perzentile) an, dass auch nur ein Teil der kniegesunden Probanden in der Lage ist, den Nieder-Hoch-Sprung im kurzen Zeitprogramm zu realisieren.

Für den beidbeinigen Nieder-Hoch-Sprung gab es keine signifikanten Unterschiede zwischen operiertem und gesundem Bein, d.h. 4 Jahre nach VKB-Plastik besteht scheinbar für die beidbeinige Sprungvariante keine Beeinträchtigung. Für dieses Ergebnis könnten allerdings auch methodische Gründe die Ursache sein. Die Kastenhöhe wurde aus Sicherheitsgründen (Verletzungsgefahr) in dieser Studie mit 28 cm vergleichsweise niedrig gewählt. Aus der sportwissenschaftlichen Literatur ist bekannt, dass für derartige Tests eher Sprunghöhen von 40 cm empfohlen werden [196]. Die durch den Patienten „antizipierte Gefahr“ wird bei niedrigerem Kasten vielleicht deshalb als geringer eingeschätzt, so dass Innervationshemmungen bzw. Ansteuerungsänderungen kaum wirksam und damit Bodenkontaktzeitdifferenzen nicht nachweisbar sind. Es ist auch nicht auszuschließen, dass bei der beidbeinigen Ausführung Unterschiede im Belastungsverhalten (Rechts-Links) vorgelegen haben, die entsprechend die neuromuskulären Steuer- und Regelmechanismen beeinflussen könnten. Da in der vorliegenden Studie keine simultane Messung der aufgetretenen Bodenreaktionskräfte erfolgt ist, kann diese Vermutung nicht geprüft werden. Decker et al. [41] fanden allerdings bei 11 Patienten mit STP bei einem Nieder-Sprung aus 60 cm Fallhöhe keine Unterschiede in der maximalen vertikalen Bodenreaktionskraft, wohl aber eine zeitliche Verzögerung der Kraftspitze gegenüber gesunden Probanden. Des Weiteren beobachteten sie, anhand der Daten aus der Bewegungsanalyse, veränderte Landestrategien im Sinne einer größeren Hüftflexion und stärkeren Plantarflexion vor der Landung. Mögliche kompensatorische Veränderungen im Bewegungsablauf müssten also in die Überlegungen mit einbezogen werden. Bewegungsanalytische Daten für die durchgeführten Sprünge liegen aus unserer Untersuchung allerdings ebenfalls nicht vor, so dass dieser Erklärungsansatz nicht vertiefend diskutiert werden kann.

Anders stellte sich das Ergebnis für den einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung dar. Hier ergaben sich gering verlängerte Bodenkontaktzeiten von durchschnittlich 10 ms auf der operierten Seite. Ob dies für die klinische Praxis relevant ist, scheint fraglich. Allerdings wies auch Freiwald verlängerte Bodenkontaktzeiten auf der operierten Seite nach [69]. Offenbar kann keine ausreichend schnellkräftige Aktivierung der Beinmuskulatur der operierten Seite erreicht werden.

Ein Erklärungsansatz dafür wäre, dass das Nervensystem bei antizipierter (zu) hoher Belastung des tendomuskulären Systems mit einer Innervationshemmung zum Schutz der gefährdeten Strukturen reagiert. Engelhardt et al. [55] präzisierten diese

Hypothese. Sie nehmen an, dass eine antizipativ veränderte Ansteuerung der Beinmuskulatur durch das ZNS vorliegt, wobei initial-schnellkräftige Aktivierungen vermieden werden. Die Folge ist eine reduzierte Muskelstiffness⁵¹. Vor allem die Hemmung der Quadricepsmuskulatur könnte eine verzögerte Umsetzung der Absprungbewegung (Umkehrbewegung) bedingen, was zur Verlängerung der Kontaktzeit auf der verletzten Seite führt. Dass eine solche zentralnervöse Veränderung der Aktivierung auch für die hier untersuchte Patientengruppe vorliegen könnte, wird auch dadurch angedeutet, dass tendenziell die Kontaktzeiten beim beidbeinigen Nieder-Hoch-Sprung beidseits gegenüber dem Referenzwert verlängert waren.

Die synchron beim einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung abgeleitete elektrische Aktivität (EMG) der Kniestrecker erbrachte nur einen begrenzten Erkenntnisgewinn. Die mittlere Amplitude der 3 Muskelanteile des M. quadriceps femoris zeigte keine Unterschiede zwischen operiertem und gesundem Bein. Es konnte lediglich eine Tendenz zu einer niedrigeren elektrischen Aktivität des M. rectus femoris beobachtet werden. Dieses Ergebnis steht in gewissem Widerspruch zu den Resultaten von Engelhardt et al. [55], die bei Step- und Jump-Übungen in Abhängigkeit vom Typ der Knieverletzung eine Abnahme der elektrischen Aktivität der eingelenkigen Kniestrecker (M. vastus medialis et lateralis) gegenüber dem zweigelenkigen M. rectus femoris fanden. Das Nachuntersuchungsintervall war allerdings mit 63 - 67 Wochen deutlich früher als in unserer Untersuchung. Elmqvist et al. [51] beschrieben hingegen eine geringere Aktivität des M. rectus femoris am kreuzbandverletzten Bein - allerdings bei isokinetischer Drehmomentmessung (30, 90 und 180°/s) - während für die elektrische Aktivität der Vasti keine Seitenunterschiede registriert wurden.

Ferner wurden für den M. vastus lateralis und den M. rectus femoris keine Auffälligkeiten beim Vergleich der EMG-Werte der Kontrollgruppe zu denen der VKB-Patienten gefunden. Für den M. vastus medialis zeigte sich eine bilateral verminderte elektrische Aktivität. Die Ursache könnte in der häufig nach Knieverletzungen beobachteten, kurzfristigen selektiven Atrophie des M. vastus medialis vermutet werden, die zumeist mit veränderten Aktivierungsmustern in Zusammenhang gebracht wird. Diese führt möglicherweise langfristig zu zentralnervösen Veränderungen in der Ansteuerung, die sich dann in einer solchen bilateralen Minderaktivierung zeigen.

⁵¹ Die sogenannte Gelenk- oder Muskelstiffness ist ein theoretisches Konstrukt, worunter der Kraftanstieg pro Längenzunahme zu verstehen ist. Die Gamma-Motoneurone (Muskelspindeln) beeinflussen die Muskelstiffness, wobei die Vorspannung durch verschiedene zentrale und periphere Faktoren zu beeinflussen ist und niemals nur auf eine Ursache zurückgeführt werden kann [68].

Derartige doppelseitige Veränderungen fanden auch Hopf et al. [94] bei fahrradergometrischer Belastung (vgl. Diskussion „Tapping“).

Dreisprung mit kurzem Bodenkontakt

Beim Dreisprung konnten für die VKB-Gruppe zwar keine Seitenunterschiede in der Bodenkontaktzeit beobachtet werden. Jedoch waren die Kontaktzeiten der Kreuzbandpatienten auf beiden Seiten gegenüber den ermittelten Referenzwerten verlängert. Damit bestätigte sich die angedeutete Tendenz (bilaterale Veränderungen, verlängerte Bodenkontaktzeiten der Patienten) aus dem Nieder-Hoch-Sprung. Die Testanweisung sah auch bei dieser Sprungvariante eine einbeinige Ausführung vor. Wie bereits erklärt, bewirkt wahrscheinlich die höhere Beanspruchung beim einbeinigen Sprung Auslenkungen in der sensomotorischen Regulation im Sinne von Hemmungen des Quadriceps und reduzierter Stiffness, die zur Kontaktzeitverlängerung führen.

Ferner zeigten sich in der Patientengruppe beim Vergleich der Bodenkontakzeiten von erster und zweiter Landung, signifikant kürzere Zeiten für den zweiten Kontakt auf beiden Seiten. In der Kontrollgruppe war der zweite Bodenkontakt geringfügig, aber nicht signifikant kürzer. Damit deutet sich an, dass offenbar im Sinne eines kurzfristigen Feedback-Mechanismus eine Bewegungsregulation/ -korrektur über propriozeptive Reize möglich ist, wie schon von Voß und Krause [195] beschrieben wurde. Man könnte vermuten, dass bei den Kniepatienten für die erste Bewegung (Bodenkontakt) das zentrale Bewegungsprogramm noch „Sicherheitsmechanismen“ enthält, die im Sinne der Regulation bereits beim zweiten Kontakt „korrigiert“ werden.

Vergleichende Daten liegen zu diesem Test in der Literatur nicht vor. Bei dem „Dreisprung mit kurzem Bodenkontakt“ handelte es sich um einen Test, der nur für diese Untersuchung entwickelt wurde. In anderen Studien wird der Dreisprung nur auf Weite durchgeführt [56, 66, 142, 157].

Zusammenfassung der Diskussion zur elementaren Schnelligkeitsdiagnostik

Im Ergebnis der eigenen Untersuchungen hat sich herausgestellt, dass Tests aus dem Bereich der elementaren Schnelligkeit wegen des vergleichsweise geringen Aufwandes auch für die klinische Routine angebracht sind. Dabei scheinen diese sportmotorischen Tests, basierend auf der Bodenkontaktzeitmessung, zwar ein interessanter Ansatz zu sein, um eventuelle zentralnervale Veränderungen nach Kreuzbandoperationen zu diagnostizieren. Jedoch besteht weiterer Forschungsbedarf, da die Bedeutung derartiger Veränderungen nach VKB-OP noch nicht genügend

geklärt ist und somit auch die klinische Relevanz derzeit nicht hinreichend abgeschätzt werden kann. Dies betrifft insbesondere die Variablen des zyklischen Bewegungsprogrammes „Beintapping“ (Frequenz, Bodenkontaktzeit), die somit nicht als geeignete Evaluationskriterien gelten können.

Etwas anders stellt sich dies für die Bodenkontaktzeitmessung bei Sprungvarianten dar. Die Methodik der Kontaktzeitmessung weist hinsichtlich der Reliabilität jedoch Schwächen auf. Diese ergeben sich vor allem aus möglichen Lerneffekten bei wiederholter Testausführung und der Technik der Sprungausführung (Art des Fuß-Boden-Kontaktes). Außerdem muss bei der Beurteilung der Testergebnisse berücksichtigt werden, dass es in anderen (sportwissenschaftlichen) Untersuchungen bisher nicht gelungen ist, Beziehungen zwischen elementaren Bewegungsprogrammen (Kontaktzeiten bei Nieder-Hoch-Sprüngen) und neuromuskulären Voraussetzungen (Muskelfaserstruktur, Nervenleitgeschwindigkeiten, Reflexzeiten des Muskeleigenreflexes) nachzuweisen. Kurze Reflexzeiten und hohe Nervenleitgeschwindigkeiten führten nicht automatisch zu kurzen Stützzeiten bzw. kurzen Zeitprogrammen. Es scheint lediglich so, dass kurze Zeitprogramme an ein „Mindestniveau“ der Nervenleitgeschwindigkeit bzw. Reflexzeit gebunden sind [195]. Da diese neuromuskulären Voraussetzungen (Nervenleitgeschwindigkeit, Reflexzeit) jedoch in hohem Maße genetisch determiniert sein dürften [195], ist eine eindeutige Interpretation der Testdaten im Falle einer pathologischen Situation (z.B. Kreuzbandverletzung) vermutlich nicht möglich. Des Weiteren muss erwähnt werden, dass koordinative wie schnelligkeitsorientierte Leistungen in hohem Maße von der Motivation, Wachheit und Aufmerksamkeit wie von tagesrhythmischen Schwankungen geprägt sind. Diese Faktoren konnten bei den eigenen Untersuchungen nur bedingt berücksichtigt bzw. kontrolliert werden. Eine Erfassung der Stimmungszustände und des Motivationsgrades der Patienten bzw. Probanden, wie es beispielsweise über eine Erhebung der POMS⁵² (Profile of mood states) möglich wäre, hat nicht stattgefunden. Bei Patienten ist außerdem auch die psychische Komponente (Angst vor Verletzung) zu beachten. In der eigenen Untersuchungsgruppe dürfte allerdings dieser Faktor von geringerer Relevanz gewesen sein, weil die Verletzung schon längere Zeit zurücklag. Von der Mehrzahl der Patienten wurden bereits wieder sportliche Aktivitäten

⁵² Fragebogen nach Douglas M. McNair et al.: Über diesen Fragebogen können Subskalen wie Tatendrang, Niedergeschlagenheit, Missmutigkeit und Müdigkeit erfasst werden – was u.a. abschätzen lässt, ob Probanden bei den Untersuchungen konzentriert und motiviert beteiligt sind.

durchgeführt. Außerdem war durch die geringe Kastenhöhe die Sprungausführung deutlich vereinfacht.

Im Ergebnis der eigenen Untersuchungen wie der Diskussion und der Methodenkritik lässt sich für den beidbeinigen Nieder-Hoch-Sprung als azyklisches Bewegungsprogramm feststellen, dass über die Kontaktzeitmessung offenbar keine klare Aussage möglich ist. Trotz seitenge trennter Erfassung kann nicht sichergestellt werden, ob beide Körperseiten gleichermaßen am Sprung beteiligt sind. Diese Testmethode wird daher für weitere Studien als weniger geeignet angesehen. Sinnvoll wäre der beidbeinige Nieder-Hoch-Sprung möglicherweise nur gekoppelt mit weiteren Messverfahren (EMG, Bewegungsanalyse, Bodenreaktionskraftmessung). Auch Voß und Werthner [196] stellen heraus, dass eine exakte Diagnostik elementarer Schnelligkeitsprogramme nur über komplexe Untersuchungen mit EMG und einer detaillierten Bewegungs- und Kräfteanalyse möglich ist. Die synchrone Messung der elektrischen Aktivitäten (EMG) in der eigenen Untersuchung brachte für die Evaluation des Behandlungsergebnisses nach Kreuzbandplastik jedoch auch nur begrenzt Zusatzerkenntnisse. Einerseits ist der zeitliche und personelle Aufwand dieser Untersuchungsmethodik sowohl für wissenschaftliche Zwecke als auch die klinische Routine sehr hoch. Andererseits sind scheinbar die derzeitigen Mess- und Auswertungsmethoden der EMG noch nicht ausreichend, um evt. vorliegende neurophysiologische Veränderungen in elementaren Bewegungsprogrammen sicher zu erklären (vgl. Kap. 4.7).

Zur Diagnostik von Defiziten im Bereich der elementaren Schnelligkeit sind deshalb einbeinige Testverfahren vorzuziehen. So ist die Bodenkontaktzeitmessung beim einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung wie beim Dreisprung mit kurzem Bodenkontakt aussagekräftiger, da dabei keine kompensatorischen Bewegungen (z.B. Mehrbelastung der gesunden Seite) möglich sind. Gefundene Seitendifferenzen lassen sich damit eindeutiger interpretieren. Diese Tests erscheinen deshalb für die Evaluation von Behandlungsergebnissen nach VKB-OP zweckmäßig, wobei wahlweise einer der Tests genügt, weil beide vergleichbare Ergebnisse erbrachten.

Einbeinweitsprung

Die komplexe Bewegung des Einbeinsprunges ist vorwiegend durch die Muskelkraft determiniert und nicht den „elementaren Bewegungsprogrammen“ zuzuordnen.

Für die Patientengruppe konnte in der mittleren Sprungweite keine signifikante Seitendifferenz ermittelt werden. Weiterhin unterschied sich die Einbeinsprungweite in der eigenen Studie nicht signifikant von den erhobenen Referenzwerten. Bei

Betrachtung der Mediane erscheint die Sprungweite der Patienten auf beiden Seiten gegenüber dem Referenzwert nur leicht kürzer. Allerdings erlaubt die alleinige Betrachtung der mittleren Sprungweiten nur eine sehr globale und damit undifferenzierte Auswertung. Hierbei werden die individuell sehr unterschiedlichen Ergebnisse nur ungenügend dargestellt.

Für die individuelle Beurteilung der Einbeinsprungfähigkeit gilt in der Literatur das prozentuale Seitenverhältnis der erreichten Sprungweite des operierten vs. gesunden Beines als wesentliches Beurteilungskriterium. Dieses betrug in der eigenen Untersuchung 98,9 %, was sich u.a. mit den Ergebnissen von Andersson et al. [7] und Pinczewski et al. [153] deckt, die in ihren Untersuchungsgruppen mit 96 - 99 % bzw. 89 - 97 % ebenfalls kaum Defizite für die operierte Seite nachweisen konnten. Bei Untersuchungen von Bach et al. [13] wurden dagegen in einer Gruppe von 62 PSP-Patienten (3,1 Jahre p.o.) mit 88 % (Range 60 - 145 %) größere Abweichungen im Seit-zu-Seit-Verhältnis beobachtet.

In der Literatur sind verschiedene Klassifikationsschemata zur Beurteilung der Seitensymmetrie beschrieben. Noyes et al. [142] bewerteten ein Seitenverhältnis von kleiner 85 % als abnormal. Von den 67 untersuchten Patienten mit chronischer VKB-Insuffizienz wiesen so mehr als 50 % eine abweichende Beinsymmetrie beim Einbeinsprung auf. Nach Ageberg et al. [2] sind Seitendifferenzen von 5 bis 10 % als normal zu bewerten - der durchschnittliche Symmetrieindex (prozentuale Seitendifferenz) lag in ihrer gesunden Probandengruppe für den Einbeinsprung bei 94 %. Ähnliche Ergebnisse fanden auch Itoh et al. [101]. Sie verwendeten die 2-fache Standardabweichung des Mittelwertes der absoluten Seitendifferenz, um zu bestimmen, ob eine normale oder abnormale „Beinsymmetrie“ vorliegt. Im Ergebnis wurde festgestellt, dass nur 2 % der gesunden Kontrollgruppe, aber 42 % der insuffizienten Kreuzbandpatienten (n = 50) eine Asymmetrie im Einbeinsprung aufwiesen.

Viele Quellen orientieren sich bei der Leistungsbewertung des Einbeinsprungs am IKDC-Score. Demnach werden Seit-zu-Seit-Differenzen bis 10 % als „normal“ und zwischen 10 % und 25 % als „nahezu normal“ bezeichnet. In der hier vorliegenden Untersuchung erreichten 14 Patienten Sprungweiten mit einer maximalen Seitendifferenz von 10 %, d.h. bei mehr als 60 % der Fälle lag eine normale Funktion des operierten Beines beim Einbeinsprung vor. Wie aus Tabelle 77 zu ersehen ist, sind damit die eigenen Ergebnisse tendenziell etwas schlechter als Ergebnisse aus anderen Nachuntersuchungsstudien, etwa der von Pokar [155] und Järvela [104].

Bei der Bewertung der Ergebnisse des Einbeinweitsprungs ist außerdem die Diskussion der Seitenpräferenz wichtig. Itoh und Mitarbeiter [101] wiesen in ihrer gesunden Kontrollgruppe signifikante Unterschiede zwischen dominanter und nicht dominanter Seite nach. Ageberg et al. [2] fanden hingegen keinen wesentlichen Einfluss der Seitendominanz eines Beines auf die Einbeinsprungweite. Dieser Sachverhalt wurde in der hier vorliegenden Studie allerdings nicht näher überprüft, da viele unserer Probanden nicht sicher ihre Seitendominanz angeben konnten.

Tab. 77: Ergebnisse anderer Studien zum Einbeinsprung nach VKB-Plastik

| Autor | NU Jahre | n | Seit-zu-Seit-Verh. (B/N*100) Median (Q _u -Q _o) | 100-90% | 90-75% | <75% |
|--------------------------------------|----------|---------------------------|---|-----------------------|-----------------------|---------------------|
| Eigene Studie | 4 | 22 VKB^a | 99,0 (86,6-102,5) | 14 [63,6%] | 25 [22,7%] | 2 [9,1%] |
| Fitzgerald et al. [66] | k.A. | 9 VKB ^b | 91,4 ± 6,2 | | | |
| | | 6 VKB ^c | 90,9 ± 4,6 | | | |
| Bach et al. [13] | 3,1 | 62 PSP | 88,0 (60-145) | | | |
| Pokar et al. [155] | 5,0 | 76 PSP | | 66 [86,9%] | 7 [9,2%] | 3 [3,9%] |
| Järvela et al. [104] | 7,0 | 86 PSP | | 72 [83,7%] | 13 [15,1%] | 1 [1,2%] |
| Vergleichsstudien PSP vs. STP | | | | | | |
| Eriksson et al. [57] | 0,5 | 31 PSP | | 10 | 13 | 8 |
| | | 32 STP | | 13 | 7 | 12 |
| Aune et al. [12] | 2,0 | 35 PSP | 95,7 ± 7,3 | | | |
| | | 37 STP | 99,3 ± 6,9 | | | |
| Eriksson et al. [56] | 2,6 | 80 PSP | 97,0 (72-114) | | | |
| | | 74 STP | 99,0 (86-110) | | | |
| Pinczewski et al. [153] | 2,0 | 76 PSP | | 70 [92%] | | |
| | | 72 STP | | 68 [94%] | | |
| | 5,0 | 80 PSP | | 71 [89%] | | |
| | | 75 STP | | 73 [97%] | | |

^a Eine Patientin wegen Unsicherheit ohne Ergebnis.

^b Patienten mit erfolgreich konservativ behandelter VKB-Ruptur; Rückkehr zu High-Level-Aktivitäten

^c Patienten mit fehlgeschlagener konservativ behandelter VKB-Ruptur

k.A. = keine Angabe

In Übereinstimmung mit anderen Autoren [56, 73, 104] kann abschließend festgehalten werden, dass sich der Einbeinweitsprung als einfaches, aber aussagekräftiges Messverfahren zur Evaluation der Behandlungsergebnisse nach VKB-Plastik bewährt hat. Da eine bestehende Korrelation mit der Kraft der Oberschenkelmuskulatur ($r = 0,785$) nachgewiesen werden konnte, kann eingeschätzt werden, dass der Einbeinweitsprung eine gute Bewertung der neuromuskulären Funktion des betroffenen Beines ermöglicht.

4.6 Sonografische Muskeldickenmessung

Die Auswertung der Ultraschallaufnahmen zeigte vor allem für die knienahen Anteile des M. vastus medialis und des M. vastus intermedius verringerte Muskeldicken auf der operierten Seite. Ferner konnten gewisse bilaterale Effekte beobachtet werden, denn die Muskeldicken der operierten wie gesunden Seite erschienen gegenüber dem Referenzwert vermindert.

Die größten Unterschiede ergaben sich für den knienahen Anteil des M. vastus intermedius (30 % OSL) mit Muskeldicken, die gegenüber der gesunden Seite im Mittel um 2,2 bis 3,4 mm und gegenüber dem Referenzwert immerhin um 6,0 bis 7,6 mm reduziert waren. Nur 41,2 % der Patienten wiesen in der prozentualen Seitendifferenz einen Unterschied von weniger als 10 % auf, entsprechend viele Patienten hatten auffällig höhere Muskeldickenverluste.

Hingegen lagen für den M. rectus femoris und den M. vastus lateralis kaum verminderte Muskeldicken vor. Davon ausgenommen war lediglich der mittlere Anteil des M. rectus femoris, für den eine verminderte Muskeldicke auf der operierten Seite nachgewiesen wurde – die Absolutdaten weisen jedoch daraufhin, dass die Reduktion weit weniger auffällig ist, als für die Mm. vastus medialis et intermedius gefunden.

Vergleichsdaten sind in der Literatur relativ selten. Die Muskelgrößenmessung basiert in den gefundenen Studien zumeist auf MRT- oder CT-Untersuchungen, überwiegend von Patienten mit chronischer VKB-Insuffizienz, d.h. unbehandelter VKB-Ruptur. Nur ausgewählte Studien beziehen sich auf die Nachuntersuchung von Patienten mit VKB-Plastik. Relativ einheitlich wird in diesen Studien von einer Quadricepsatrophie (reduzierte Muskelquerschnitte, -volumina oder Muskeldicken) berichtet. Elmqvist et al. [50] untersuchten die Muskelquerschnitte mittels CT bei 17 Patienten vor und nach einer VKB-Plastik. Die Muskelquerschnittsflächen des M. quadriceps femoris (20 cm oberhalb des Gelenkspalts) der verletzten Seite betrugen präoperativ 95 % und 20 Wochen nach der Operation nur noch 69 % der gesunden Gegenseite. Der deutliche Verlust an Muskelmasse lässt sich aus der, in der Studie angewendeten, verzögerten Nachbehandlung erklären, die u.a. eine 6-wöchige Immobilisation beinhaltete. Daten zu den einzelnen Muskelanteilen sind in dieser Studie nicht zu finden.

Andere Untersuchungen ergaben hinsichtlich der selektiven Atrophie einzelner Muskelanteile des M. quadriceps femoris sehr unterschiedliche Ergebnisse. Gute Übereinstimmungen zu den eigenen Ergebnissen finden sich bei Rosenberg [161]. Die Autoren ermittelten bei 10 PSP-Patienten (1 - 2 Jahre p.o.) mittels CT-Untersuchung ein persistierendes Defizit in der Querschnittsfläche des Quadriceps von durchschnittlich 13 %. Das mittlere Defizit für den M. vastus medialis war mit 13 % (5 -

30 %) gegenüber den anderen Muskelanteilen am bedeutsamsten. Ähnliches berichteten Börnert und Fröhner [28]. Die Autoren untersuchten 14 Patienten mit operativer Versorgung einer Läsion des vorderen Kreuzbandes und fanden nach sonografischer Diagnostik auf der operierten Seite eine signifikant reduzierte Seitendifferenz der Fläche und des Umfangs des M. vastus medialis, während im Oberschenkelumfang auf gleicher Messhöhe kein Unterschied bestand. Bei weiteren Untersuchungen von 26 Patienten ein halbes Jahr nach VKB-Rekonstruktion belegten Börnert und Fröhner eine deutliche Reduzierung der Muskeldicke des M. vastus intermedius (69,4 % gegenüber der gesunden Seite). Dieses Verhältnis betrug für den M. rectus femoris 88,2 %. Die Autoren folgerten daraus, dass offenbar besonders der Vastus intermedius bei der Mehrzahl der Patienten einer langandauernden neuromuskulären Störung unterliegt. Dieses Ergebnis zeigt eine hohe Konformität mit den eigenen Resultaten und lässt weitergehend folgern, dass diese muskuläre Veränderung nach VKB-Rekonstruktion eine deutliche Tendenz zur Chronifizierung aufweist.

LoPresti [125] bestätigten für ihre Gruppe von 13 Athleten (PSP mit Augmentation, 13 Mon. p.o.) eine selektive Reduzierung der Muskelquerschnittsfläche des M. quadriceps femoris von 12 %. Angaben für die einzelnen Muskelanteile wurden allerdings nicht gemacht. Signifikante Differenzen für den Querschnitt der Hamstrings konnten nicht nachgewiesen werden. Die Autoren fanden aber einen deutlichen Trend zu einem höheren Anteil von subkutanem Fettgewebe im betroffenen Bein.

Weniger übereinstimmend stellen sich die Resultate von Fink et al. [64] dar. Bei insgesamt 10 zufällig ausgewählten Probanden einer Untersuchungsgruppe von 60 kreuzbandoperierten Patienten fanden sie in der Muskelquerschnittsmessung mittels MRT 71 - 84 Monate postoperativ kaum Seitenunterschiede im Querschnitt der Mm. vastus medialis et lateralis sowie Mm. semimembranosus et semitendinosus und des M. biceps femoris. In dieser Veröffentlichung lagen zum Vergleich keine Absolutdaten der gemessenen Muskeldicken vor, die ausgewiesenen relativen Werte zeigten aber wesentlich geringere Querschnittsdifferenzen an, als in der eigenen Studie für die Mm. vastus medialis et intermedius gemessen. Angaben zum M. vastus intermedius und M. rectus femoris wurden bei Fink nicht gemacht.

Nachfolgend genannte Studien berücksichtigten ausschließlich Patienten mit unbehandelter VKB-Ruptur. In den Resultaten von Kariya et al. [113] finden sich, wie bei den eigenen Patienten, identische Ergebnisse im Hinblick auf die Veränderungen in den Vasti bei fehlenden Veränderungen im M. rectus femoris. Die Autoren sahen bei MRT-Untersuchungen von 21 Patienten mit chronischer VKB-Insuffizienz (3 Jahre posttraumatisch) eine selektiv verringerte Querschnittsfläche des M. quadriceps

femoris der verletzten Seite, gemessen 10 cm oberhalb des Patellarandes, die im Mittel 88 % (73 - 96) der gesunden Seite betrug. Für die Flexoren konnten hingegen keine Seitenunterschiede nachgewiesen werden. Querschnittsdifferenzen, die mit den eigenen sonografischen Daten vergleichbar sind, fanden sich auch bei Gerber et al. [76]. Nach 2,3 Jahren (posttraumatisch) ergab sich für die 41 VKB-insuffizienten Patienten eine mittlere Verminderung der Muskelquerschnittsfläche des M. quadriceps von 10 % mit überwiegender Beteiligung des M. vastus medialis. Lorentzon et al. [126] fanden bei 18 VKB-Verletzten 3 Jahre posttraumatisch ebenfalls eine mittlere Reduzierung der Querschnittsfläche des M. quadriceps femoris von 5,1 % auf der operierten Seite ($p < 0,05$). Keine Übereinstimmung der eigenen Untersuchungsergebnisse mit denen von Lorentzon gab es für den M. vastus lateralis und M. vastus intermedius (sowie für die Hamstrings), der für diese Muskeln keine signifikanten Seitenunterschiede in der Querschnittsfläche fand. Bei zusätzlich durchgeführten Biopsien wurde in 11 der 18 Fälle eine normale Muskelmorphologie (Faserstruktur) gefunden. Bei 6 Patienten zeigten sich nur geringe Abweichungen (atypische Formen in den Fasertypen I und II) – eine selektive Typ-II-Hypotrophie konnte in 2 Fällen gesehen werden. Nur ein Patient wies eine auffällige Veränderung in Größe, Form und innerer Muskelarchitektur (speziell Typ-I-Fasern) auf. Die gefundenen Auffälligkeiten deuten auf eine individuell unterschiedlich veränderte Muskelmorphologie hin, die nicht klar mit pathophysiologischen Prozessen in den Motoneuronen oder peripheren Nerven in Verbindung gebracht werden kann.

Unter Berücksichtigung der anatomischen Individualität in der Muskelausprägung der einzelnen Anteile des M. quadriceps femoris, kann im Ergebnis der vorliegenden sonografischen Messungen und der Diskussion in der Literatur davon ausgegangen werden, dass die Muskelanteile unabhängig voneinander auf pathologische Mechanismen (Knieverletzung gekoppelt mit neuromuskulärer Störung) reagieren. Die Kreuzbandverletzung scheint sich, so auch andere Autoren, vermehrt auf den M. vastus medialis auszuwirken. Die in der eigenen Studie gefundenen Veränderungen im M. vastus intermedius finden nur im Einzelfall in der Literatur Bestätigung [28]. Des Weiteren scheint im Längsverlauf des jeweiligen Muskels der Abstand zum Verletzungsort (Kniegelenk) eine Rolle zu spielen, denn in den knienahen und mittleren Anteilen ließen sich die auffälligsten Muskeldickenvermindierungen registrieren, was bisher in der Literatur offenbar noch nicht berücksichtigt wurde.

Das komplexe Zusammenwirken der Sensomotorik bei der Reaktion auf pathologische Einflüsse muss letztendlich auch hier als mögliche Ursache für die unterschiedliche Ausprägung der Muskeldicken angesehen werden. Es gilt als sicher, dass die Faserentwicklung eines Muskels auf Interaktionen zwischen Nerven- und Muskelfasern

basiert. Die Aktivierungsmuster der jeweiligen motorischen Einheiten haben Einfluss auf die funktionellen, enzymatischen und ultrastrukturellen Eigenschaften der Muskelfasern (Noth in [118], S. 36). Insofern erscheint es nicht abwegig, dass lokal veränderte Aktivierungsmuster der Motoneurone bei Kreuzbandpatienten langfristig auch zu einer Veränderung der lokalen Muskelfaserentwicklung und damit auch der Muskeldicke führen.

Abschließend kann festgehalten werden, dass es sich bei der sonografischen Muskeldickenmessung um eine relativ einfache, kostengünstige und wenig zeitaufwendige Methode handelt, die ergänzende Informationen zur Muskelanatomie nach VKB-Plastik gibt. Untersucherabhängige Fehler können allerdings nicht ausgeschlossen werden. Diese können sich beispielsweise ergeben, wenn der Schallkopf nicht präzise orthograd zur Hautoberfläche angestellt wurde. Im Einzelfall kam bei der Messung der Muskeldicken im Ultraschallbild erschwerend hinzu, dass durch die Veränderungen in der Muskelmorphologie des betroffenen Beines (höherer Fettanteil, keine klaren Gewebestrukturen) die Gewebeschichten schwerer abgrenzbar waren. Insgesamt scheint aber die sonografische Untersuchungsmethode zur Analyse von Änderungen in der Muskelmorphologie des atrophierten Muskels nach VKB-Plastik sinnvoll und aussagekräftig zu sein, wobei neben dem M. vastus medialis dem M. vastus intermedius mehr Bedeutung beigemessen werden muss.

Aus inhaltlicher Sicht wäre die sonografische Messung auch für die Hamstrings interessant, auch wenn die zitierten Studien bisher keine Auffälligkeiten für diese Muskelgruppe verifizierten. Im Hinblick auf die unterschiedlichen OP-Techniken scheint dies jedoch bedeutsam. Aus anderen Studien ist bekannt, dass nach Entnahme der Semitendinosus- respektive Gracilissehne ein Nachwachsen der Sehnen zu verzeichnen ist [58, 62, 149, 158]. Inwiefern nach Sehnenentnahme sich die betroffenen Muskeln auch hinsichtlich der Muskeldicken oder -volumina wieder regenerieren, scheint noch ungeklärt. Angaben wurden dazu nicht gefunden.

4.7 Muskelkraft und elektrische Aktivität

4.7.1 Isometrische Messung

Für die Gruppe der Kreuzbandpatienten bestand bei isometrischer Kontraktion eine nahezu seitengleiche Extensorenkraft (mittlere Drehmomente), die sich auch nicht vom erhobenen Referenzwert unterschied. Die maximale willkürliche Kontraktionskraft der Oberschenkelstreckmuskulatur ist offenbar 4 Jahre nach VKB-Plastik weitgehend wiederhergestellt. Die in frühen posttraumatischen bzw. postoperativen Phasen oder nach chronischer Instabilität bestehenden Defizite in der maximalen willkürlichen

Kontraktionskraft des Quadriceps [52, 194], scheinen nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes kein längerfristiges Problem darzustellen

Selbiges galt auch für die abgeleitete elektrische Aktivität der 3 Anteile des M. quadriceps femoris, gleich wohl sich in der deskriptiven Betrachtung der Daten andeutet, dass die mittlere Amplitude des M. vastus medialis bei den Patienten gegenüber dem Referenzwert etwas erniedrigt ist - statistisch konnte dies aber nicht abgesichert werden. Ausgehend davon, dass unter statischen (isometrischen) Bedingungen das iEMG die Zahl der aktivierten Muskelfasern und die Frequenz deren Entladung widerspiegelt, könnte man schlussfolgern, dass mittelfristig nach VKB-Plastik die neuromuskulären Funktionen weitgehend wiederhergestellt sind. Die Angleichung im iEMG bei isometrischer Kontraktion scheint sich nach Cooper [38] bereits in frühen postoperativen Zeiträumen zu vollziehen. Nach festgestellten Defiziten im iEMG 3 und 5 Monate nach VKB-Plastik (41 PSP-Patienten) konnten die Autoren bereits 6 Monate postoperativ keine signifikanten Unterschiede zu einer Kontrollgruppe finden. Cooper vermutete, dass die gleichzeitig noch vorhandenen auffälligen isometrischen Kraftverluste der Extensoren auf ein Defizit im neuralen Antrieb zurückzuführen sind, das infolge abweichender zentralnervaler Mechanismen auftritt. Auch Engelhardt [52] fand bei Patienten mit überwiegend älteren VKB-Verletzungen (chronische Instabilitäten) keine signifikanten Unterschiede zwischen verletzter und unverletzter Extremität in der elektrischen Aktivierung der Mm. vastus medialis et lateralis sowie des M. rectus femoris beim isometrischen Test, obwohl gleichzeitig für die verletzte Seite reduzierte Drehmomente registriert worden waren. Engelhardt resümiert ([52], S. 152): „Die Unbeeinflussbarkeit der EMG-Parameter bei länger zurückliegenden Kniegelenkstraumen verdeutlicht, dass die Kraftminderung verstärkt auf zentrale Ursachen und nicht primär auf hemmende Einflüsse der Nozizeptoren zurückzuführen ist (...), wobei Veränderungen bis in die Persönlichkeit hinreichen können.“

Bei isometrischer Muskelkontraktion der Knieflexoren (ischiochrurale Muskulatur) ergab sich in der eigenen Untersuchung für die operierte Seite ein etwas erniedrigter Wert, jedoch unterschieden sich die Drehmomente beider Seiten nicht vom erhobenen Referenzwert. Möglicherweise persistiert also ein Kraftdefizit in der zum VKB agonistisch wirkenden Muskulatur. Andererseits schien sich dies nicht in den dynamischen Kraftmessungen zu bestätigen (Kap. 4.7.2). Deshalb muss angenommen werden, dass es sich möglicherweise um einen Zufallsbefund handelt, der auch in den messmethodischen Bedingungen begründet ist. Die Messung erfolgte bei Arretierung des Fixationshebels in 60° Knieflexion, ausgehend vom Ruhezustand. Unter Kontraktion wurde von den Probanden diese Testposition nicht gehalten. Durch das

Zusammendrücken des Sitzpolsters und den Spielraum, der sich auch innerhalb der Gurtfixierung des Beines ergab, wurden Flexionswinkel erreicht, die eher bei 70 - 80° lagen. Da die Kraftentwicklung eines Muskels deutlich von den wirksamen Hebelverhältnissen der jeweiligen Gelenkstellung abhängig ist, wird klar, dass bei den großen Kniebeugewinkeln keine maximale Kraftentwicklung für die ischiocrurale Muskulatur möglich ist. Insofern handelt es sich möglicherweise eher um ein lokales Defizit, was nur bei größerer Kniebeugung besteht. Auf derartige Phänomene verwiesen auch Hiemstra et al. [91], die durch Auswertung isokinetischer Messungen in Form von „Strength maps“⁵³ für die tiefe Kniebeugung zum Teil beträchtliche regionale Kraftdefizite nachweisen konnten, die auffällig erheblicher waren als die gemessenen globalen Kraftdefizite (maximale Drehmomente). Auch Tashiro et al. [185] fanden auffällig niedrigere Drehmomente bei isometrischer Messung in tiefen Kniebeugewinkeln (70°, 90°, 110°). Die maximalen Drehmomente der Flexoren bei isokinetischer Kraftmessung unterschieden sich hingegen weniger auffällig. Die Autoren mutmaßten, dass dies möglicherweise mit der Regeneration der Sehnen zusammenhängen könnte. Die Insertion der regenerierten Semitendinosus- und Gracilissehne verläuft häufig proximaler als die native [149, 158], was bei einem vorgegebenen Kniebeugewinkel unter isometrischen Bedingungen einer kürzeren wirksamen Muskellänge entspricht. Dieser Aspekt scheint bei der isokinetischen Messung weniger wirksam zu sein, da die maximalen Drehmomente eher streckungsnah erzeugt werden, und sich daher weniger auffällig unterscheiden. Zusammenfassend stellten Tashiro et al. [185] fest, dass die Defizite in tiefer Flexion für den Alltag und die meisten Sportarten funktionell kaum entscheidend sind. Trotzdem sollte nach Ansicht der Autoren dieser Aspekt in der Rehabilitation Berücksichtigung finden.

Bei der Bewertung der vorgenommenen isometrischen Kraftmessung in der eigenen Untersuchung muss kritisch angemerkt werden, dass die jeweiligen Werte nur in einer Kniewinkelstellung erhoben wurden. Da die isometrische Kraft, wie bereits erwähnt, aber von der Gelenkposition abhängig ist [198], kann nicht sichergestellt werden, ob allgemein und individuell jeweils der optimale Messpunkt der maximalen

⁵³ „Strength maps“ sind eine spezielle Form der Diagrammanalyse. Es erfolgt eine grafische Darstellung in Form eines Konturenplots. 3D-Flächen (XYZ) werden in 2D-Konturen (XY) durch Glättung der Daten projiziert. Die Größe eines Messwertes widerspiegelt sich in einer kodierten Farbskala. Hiemstra und Mitarbeiter [91] stellten die Gelenkwinkel (Y) und Drehmomente (Y1) bei unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeiten (X) dar und erkannten im Unterschiedsdiagramm „Patienten- vs. Kontrollgruppe“ regionale Kraftdefizite der Flexoren in Regionen, in denen nicht die maximalen Drehmomente der Flexoren erzeugt wurden.

Drehmomententwicklung verwendet wurde. Des Weiteren muss hinterfragt werden, inwiefern eine isometrische Kraftmessung für die Bewertung der Kniefunktion in Alltag und Sport Relevanz besitzt, wo Muskelaktionen zum größten Teil mit Bewegung verbunden sind. Die für dynamische Muskelaktionen bedeutsamen koordinativen Aspekte treten bei dieser Messmethode in den Hintergrund. Auf der anderen Seite kann durch Isolation der koordinativen Komponente stärker die neurale Seite der Muskelaktion „getestet“ werden. Bei statischer Muskelkontraktion wird die nervale Kapazität des aktivierten Muskels voll ausgenutzt und kann damit anhand der Messergebnisse auch entsprechend bewertet werden. Abschließend kann somit festgehalten werden, dass die isometrische Messung nur für bestimmte Fragestellungen bei der Nachuntersuchung von Ergebnissen nach VKB-OP angebracht ist.

4.7.2 Isokinetische Messung und elektrische Aktivität

Drehmomente und elektrische Aktivität der Knieextensoren

In der isokinetischen Drehmomentmessung ($60^\circ/\text{s}$) wurden persistierende Defizite für die Knieextensoren nachgewiesen. Das Gruppenmittel des prozentualen Seit-zu-Seit-Verhältnisses betrug 89,4 % zu Ungunsten der operierten Seite. Mehr als die Hälfte der Kreuzbandpatienten wiesen dabei Defizite von über 10 % auf. In der klinischen Praxis geht man davon aus, dass erst Defizite über der 10 % - Grenze funktionell bedeutsam sind [132, 168].

Die eigenen Ergebnisse stimmen mit denen zahlreicher anderer Studien überein. Insgesamt wird dabei eine Abhängigkeit vom Nachuntersuchungsintervall deutlich. So fanden beispielsweise Witvruow et al. [204] in einer 1-Jahres-Nachuntersuchung ein prozentuales Seit-zu-Seit-Verhältnis der Extensoren zwischen 76,8 und 83,5 %. In einer Längsschnittuntersuchung von Feller et al. [59] konnte in der PSP-Gruppe eine Verbesserung des prozentualen Seit-zu-Seit-Verhältnisses der Knieextensoren von 63,7 % (4 Monate p.o.) auf 77,3 % (1 Jahr p.o.) beobachtet werden. In der STP-Gruppe änderten sich die Werte von 72,8 % auf 88,9 %. Rosenberg et al. [161] wiesen bei ihren PSP-Patienten 1 - 2 Jahre postoperativ noch ein auffälliges Kraftdefizit von 18 % (2 % - 37 %) für die Extensoren nach. Die Hamstrings waren mit 10 % weniger betroffen. Andere Studien, wie die von Bush-Joseph et al. [34] und Pokar et al. [155], fanden in Zeiträumen von 2 bzw. 5 Jahren postoperativ seitengleiche Kraftverhältnisse für die Kniestrecker. Von Järvelä et al. [104] liegen aus einer 7-Jahres-Nachuntersuchung Ergebnisse vor, die der hier vorliegenden Studie vergleichbar sind (Tab. 78).

Tab. 78: Ausgewählte Ergebnisse anderer Studien zur isokinetischen Drehmomentmessung (Seit-zu-Seit-Verhältnis in % der gesunden Gegenseite) nach VKB-Plastik

| Autor | NU. Jahre | n | 60°/ s | | 180°/s | | MVC oder andere | |
|-------------------------------|-----------|--------|---------------|--------|--------|----------------|-----------------|--------|
| | | | Ext | Flex | Ext | Flex | Ext | Flex |
| Eigene Studie | 4 | 22 | 89,4 | 97,1 | 89,3 | 98,9 | 92,0 | |
| Wilk et al. [201] | 0,5 | 50 PSP | | | >90%: | 80-89%: | 70-79%: | >70% |
| | | | 180°/s | Ext | 7% | 33% | 35% | 24% |
| | | | | Flex | 66% | 28% | 2% | 5% |
| Witvrouw et al. [204] | 1,0 | | | | | 240°/s | 240°/s | |
| | | 17 PSP | 76,8 | 98,2 | | | 79,9 | 85,4 |
| | | 32 STP | 83,5 | 88,7 | | | 92,6 | 85,8 |
| Bush-Joseph et al. [34] | 1,8 | 22 PSP | 97,0 | 104,0 | | | | |
| Pokar et al. [155] | 5,0 | 76 PSP | 97,9 | 92,7 | | | 240°/s | 240°/s |
| | | | | | | | 92,5 | 93,3 |
| Fink et al. [65] | 6,2 | 52 PSP | Ext 60°/ s | op | 177 Nm | Flex 60°/ s | op: | 108 Nm |
| | | nop | | 199 Nm | nop: | | 107 Nm | |
| Järvelä et al. [104] | 7,0 | 86 PSP | 87,2 | 101,7 | 97,5 | 102,3 | 240°/s | 240°/s |
| | | | | | | | 96,3 | 89,0 |
| Vergleichsstudien PSP vs. STP | | | | | | | | |
| Feller et al. [59] | 4 Mon | 28 PSP | 63,7 | 90,3 | | | | |
| | | 34 STP | 72,8 | 91,2 | | | | |
| | 8 Mon | 24 PSP | 74,5* | 96,6 | | | | |
| | | 33 STP | 87,9 | 91,2 | | | | |
| | 1 Jahr | 21 PSP | 77,3 | 98,3* | | | | |
| | | 18 STP | 88,9 | 91,3 | | | | |
| Aglietti et al. [4] | 2,3 | 30 PSP | 89,3 | 94,0 | 94,7 | 91,6 | | |
| | | 30 STP | 91,1 | 97,8 | 94,1 | 98,6 | | |

* p < 0,05 im Vergleich PSP und STP-Gruppe

In der isokinetischen Messung mit höherer Bewegungsgeschwindigkeit (180°/s) wurden in der eigenen Untersuchung ebenfalls Defizite in den Drehmomenten und Arbeitswerten für die Extensoren der operierten Seite nachgewiesen. Die Absolutdaten deuteten aber darauf hin, dass die Seitenunterschiede weniger auffällig sind. In der Literatur bestätigt sich, dass bei höheren Bewegungsgeschwindigkeiten die muskulären Defizite in geringerem Maße nachweisbar sind [4, 104, 161]. Der Ermüdungsindex zeigte hingegen keine signifikanten Unterschiede zwischen operierter und gesunder Seite, d.h. der ermüdungsbedingte Drehmomentabfall ist auf beiden Seiten - allerdings auf einem unterschiedlichem Niveau der absoluten Drehmomente - gleichartig. Vergleichswerte zum ermüdungsbedingten Kraftabfall wurden in der Literatur allerdings nicht gefunden. In den meisten Studien werden zwar isokinetische Messungen mit unterschiedlichen Bewegungsgeschwindigkeiten durchgeführt. Bei der Auswertung werden aber zumeist nur die absoluten Drehmomente bewertet. Die Drehmomente allein erlauben jedoch keine ausreichende Beurteilung der Kraftausdauerfähigkeit einer Muskelgruppe. Hierzu eignen sich nur die Arbeitswerte

oder, wie in der hier vorliegenden Studie, die Berechnung des Drehmomentabfalls zwischen Beginn und Ende des Tests.

Bemerkenswerterweise zeigten sich hinsichtlich der elektrischen Aktivität (mittlere Amplitude, iEMG) der abgeleiteten Muskelanteile des M. quadriceps femoris bei isokinetischer Messung mit $60^\circ/\text{s}$ keine Auffälligkeiten im Seitenvergleich sowie im Vergleich zum Referenzwert.

Der Kraftverlust (reduzierte Drehmomente) der operierten Seite lässt sich demnach nicht aus Einschränkungen in der nervalen Ansteuerung erklären, da die Feuermuster offenbar wiederhergestellt sind. Daraus lässt sich ableiten, dass anscheinend die häufig beschriebenen reflektorischen Hemmmechanismen der Quadricepsmuskulatur [20, 127] nicht längerfristig postoperativ fortbestehen. Dass die Ursache einer reduzierten Muskelkraft nicht zwingend in einer verminderten Aktivierung der Muskulatur zu suchen ist, darauf verwiesen auch Fink und Mitarbeiter [64]. Sie untersuchten 35 Patienten mit PSP-Plastik und 25 VKB-insuffiziente Patienten in einem posttraumatischen bzw. postoperativen Zeitraum von 71 - 84 Monaten. In ihrer Studie fanden sie heraus, dass die elektrische Aktivität der einzelnen Muskelanteile einer Muskelgruppe sehr unterschiedlich ist. Sie wiesen eine niedrigere Aktivität des M. vastus medialis nach, währenddessen für die anderen Anteile keine Seitenunterschiede bestanden. Unter Berücksichtigung des iEMG/Arbeits-Quotienten ergaben sich auffällig erhöhte Werte für den M. vastus lateralis. Fink et al. schlussfolgerten daraus, dass in einigen Muskelanteilen durch eine stärkere Faserrekrutierung versucht wird, die verminderte Leistung der einzelnen Muskelfaser zu kompensieren. „Dieser Hypothese folgend, wäre die Ursache also nicht primär im Bereich des Nervensystems, sondern in den Muskelfasern lokalisiert“ (Fink et al. [64], S. 29). Andere Faktoren, wie zentralnervale Einschränkungen oder Änderungen zentraler Bewegungsprogramme, worauf bereits in der Diskussion der isometrischen Daten hingewiesen wurde, müssen zusätzlich als Erklärungsansatz in Betracht gezogen werden [38, 52]. Dazu zählen möglicherweise auch Veränderungen in der intermuskulären Koordination. So finden sich anhand von EMG-Messungen während isokinetischer Belastungen in anderen Studien Hinweise auf Kokontraktionen der antagonistischen Muskeln, die jeweils vor der Bewegungsumkehr auftraten. Dies wurde insbesondere für die Knieextension mit Kokontraktion der Hamstrings beobachtet. Es ist zu vermuten, dass damit vordere tibiale Scherkräfte reduziert

werden und die Gelenkstiffness zum Schutz des Transplantates bzw. sekundärer Kniegelenksstrukturen erhöht wird⁵⁴ [1, 84].

Bezüglich der elektrischen Aktivität (mittlere Amplitude, iEMG) des M. quadriceps femoris konnten bei isokinetischer Messung mit 180°/s über 20 Wiederholungen, also einer submaximalen kraftausdauerorientierten Beanspruchung, ebenfalls keine Auffälligkeiten nachgewiesen werden. Vergleichbare Ergebnisse liegen von Elmqvist et al. [50] vor, die allerdings ein Testschema mit 100 Wiederholungen bei 90°/s nutzten. Über die 4 Messzeitpunkte innerhalb des ersten postoperativen Jahres nach VKB-Plastik zeigte sich eine stabile elektrische Effizienz (Quotient aus Arbeit/ iEMG).

Für die EMG-Werte der Messung bei 180°/s in der eigenen Untersuchung galt weiterhin, dass mit zunehmender Kontraktionsdauer sich die elektrische Aktivität für die 3 abgeleiteten Muskeln erhöhte, um gleiche Drehmomente zu erzeugen bzw. diese zu halten [53]. Die größten Zunahmen waren für den M. rectus femoris zu verzeichnen (mehr als 25 %). Die Veränderungen für den M. vastus medialis waren mit mehr als 15 % und für den M. vastus lateralis mit ca. 8 % deutlich geringer. Der zweigelenkige M. rectus femoris scheint gegenüber den Vasti das höhere Potenzial zu besitzen, unter submaximalen Kontraktionsbedingungen eine EMG-Zunahme (Amplitudenwerte) durch Neurekrutierung noch nicht aktiver motorischer Einheiten zu erzielen und somit die Hauptfunktion bei submaximalen Beanspruchungen zu übernehmen. Dieses Ergebnis steht in gewissem Widerspruch zu den Untersuchungen von Elmqvist et al. [51], die bei isokinetischen Messungen mit verschiedenen Bewegungsgeschwindigkeiten (30, 90, 180°/s) ein reduziertes iEMG für den M. rectus femoris, nicht aber für die Vasti, erfassten. Die Untersuchungsgruppe setzte sich allerdings aus Patienten mit chronischer VKB-Insuffizienz (konservativ behandelt) zusammen. Die Autoren schlussfolgerten, dass eine veränderte Muskelfaserzusammensetzung der Muskelanteile die Ursache für dieses Ergebnis sein könnte. Sie gehen davon aus, dass bei chronischen Verläufen eine selektive Typ II-Faser-Hypotrophie vorliegt, wobei der M. rectus femoris mit seiner Typ II-Dominanz offenbar stärker beeinträchtigt ist, was durch die selektive Reduzierung des iEMG angezeigt wird. Diese Interpretation zu Grunde gelegt, könnte für die eigenen Untersuchungen, die hinsichtlich der elektrischen Aktivität ein gegenteiliges Ergebnis erbrachten, angenommen werden, dass offenbar in einem mittelfristigen Zeitraum nach VKB-Plastik eine Readaptation der Muskelfaserstruktur stattfinden kann. Das wäre aber weiter zu untersuchen.

⁵⁴ Diese Annahme kann durch die eigenen Untersuchungen nicht unmittelbar unterstützt werden, da keine EMG-Ableitungen von den Hamstrings vorgenommen wurden.

Drehmomente der Knieflexoren

In vorliegender Studie ergaben sich für die Knieflexoren der operierten Seite keine signifikanten Defizite hinsichtlich der Drehmomente bei isokinetischer Messung mit 60 und 180°/s sowie für den Ermüdungsindex bei submaximaler Beanspruchung (180°/s). Im Vergleich zum Referenzwert zeigten sich ebenso keine Auffälligkeiten, lediglich der Ermüdungsindex bei Kraftausdauerbelastung war auf der operierten Seite gegenüber dem Referenzwert signifikant erhöht, was einem geringerem ermüdungsbedingten Kraftabfall entspricht. Es ist zu vermuten, dass dies aber nicht gleichbedeutend mit einer besseren Kraftausdauer der Flexoren der betroffenen Seite ist, sondern eher als paradoxe Ermüdungsresistenz zu interpretieren ist, was man wie folgt erklären könnte: Man muss beachten, dass die Drehmomente zu Beginn des Testes niedriger als der Referenzwert waren, auch wenn dies nur in der deskriptiven Statistik deutlich wurde. Dies deutet darauf hin, dass die Patienten zu Beginn des Testes offenbar nicht die maximal mögliche Kraft entwickelt haben, was möglicherweise mit einer Rekrutierungsinsuffizienz im Zusammenhang steht. Es kann angenommen werden, dass bei submaximalen Krafteinsätzen zunächst vorrangig die ermüdungsresistenteren Typ-I-Fasern aktiviert werden, während die Ansteuerung der höherschwelligen motorischen Einheiten mit geringerer Ermüdungsresistenz (Typ-II) verhindert wird. Dass derartige Mechanismen bestehen können, darauf deuteten u.a. die Untersuchungen von Ludwig [127] hin, der bei einem isokinetischen Mehrsatztraining - allerdings für die Quadricepsmuskulatur - eine steigende Aktivierung (Rekrutierung/ Frequenzierung) mit zunehmenden Drehmoment- und Arbeitswerten von Satz zu Satz beobachtete. Auf der nicht betroffenen Seite zeigte sich erwartungsgemäß ein ermüdungsabhängiger Abfall der Drehmomente. Diese Studie mit 13 VKB-Patienten (PSP) wurde allerdings in einem sehr frühen postoperativen Zeitraum (14 Wo. p.o.) durchgeführt. Eine ähnliche Untersuchung mit identischen Ergebnissen in einem postoperativen Zeitraum zwischen 7. und 12. Woche liegt von Baumeister und Weiß [20] vor. Trotzdem könnte man vermuten, dass eine derartige paradoxe Ermüdungsresistenz, wenn auch nicht so ausgeprägt, längerfristig weiter besteht, wie in der hier vorliegenden Untersuchung beobachtet.

Insgesamt scheinen die Kraftfähigkeiten der Flexoren, gemessen an den Drehmomenten, nach VKB-Plastik nur wenig beeinträchtigt, was weitgehend in Konsens mit zuvor zitierten und in Tabelle 78 aufgeführten Studien steht. Selbst wenn die Transplantatentnahme in der ischiocruralen Muskelgruppe erfolgt, scheint ein gutes Regenerationspotenzial zu bestehen und zumindest langfristig kein klinisch relevantes Defizit zu verbleiben.

4.7.3 Zusammenfassende Diskussion zur Messung der Drehmomente und elektrischen Aktivität unter Berücksichtigung der Korrelationen

In der Drehmomentmessung 4 Jahre nach vorderer Kreuzbandplastik zeigte sich, dass weniger in der isometrischen als vielmehr in der isokinetischen Messung persistierende Defizite für die Quadricepsmuskulatur (verminderte Drehmoments- bzw. Arbeitswerte) festzustellen sind. Allerdings war in der elektrischen Aktivität (EMG) keine signifikante Auffälligkeit im Seitenvergleich zu finden. Es deutet also nichts darauf hin, dass in der nervalen Aktivierung der Muskelfasern (Rekrutierung, Frequenzierung) 4 Jahre p.o. noch wesentliche Defizite bestehen. Veränderungen in der zentralnervalen Aktivierung, z.B. im Sinne von Kokontraktionen, scheinen vorzuliegen. Eine schlüssige Erklärung kann allerdings im Ergebnis der eigenen Untersuchungen wie mit Hilfe der Literatur noch nicht gegeben werden.

Es zeichnete sich jedoch eine Korrelation zwischen iEMG des M. vastus medialis und vorderer Instabilität ab. Die elektrische Aktivität (EMG-Werte) ist um so geringer, desto höher die vordere Instabilität ist. Der gegenüber endogenen und exogenen Faktoren als sensitiv geltende Muskel [45] reagiert offensichtlich bei verbliebenen Knieinstabilitäten mit einer veränderten nervalen Aktivierung.

Beim Vergleich der isometrischen (statischen) vs. isokinetischen (dynamischen) Drehmomentmessung kann einerseits der Vorteil der dynamischen Messung hervorgehoben werden. Das gilt vor allem, weil in Alltag und Sport muskuläre Aktionen dominieren, die mit Bewegung verbunden sind. Die erzeugte Muskelkraft ist dabei nicht nur vom Ausmaß des neuralen Signals, sondern auch wesentlich von koordinativen Vorgängen (inter- und intramuskuläre Koordination) abhängig. Eine Messung der erzeugbaren Drehmomente in Bewegung entspricht daher eher der spezifischen Muskelfunktion. Ferner lässt die Testsituation bei der isokinetischen Messung einen hohen Grad der Standardisierung des Testes zu, was den Grad der Validität und Reliabilität der Untersuchung erhöht. Entsprechende Untersuchungen zu den Gütekriterien isokinetischer Tests liegen in der Literatur vor [70, 111]. Gewisse Einschränkungen in der Validität ergeben sich lediglich aus den Durchführungsbedingungen. So kann beispielsweise trotz guter Fixierung der zu testenden Extremität der Gebrauch von Hilfsmuskeln nicht völlig ausgeschlossen werden. Fehler können sich auch in der Genauigkeit der Gelenkachseneinstellung (Übereinstimmung mit der Drehachse des Dynamometers) ergeben. Probandenabhängige Aspekte (z.B. Angst vor Schmerz/ Verletzung, mangelnde Motivation zu maximaler Kraftanstrengung) müssen genauso eingerechnet werden. Die Zuverlässigkeit des Testergebnisses hängt u.a. auch von der Erfahrung der Probanden

mit dem Gerät ab. In der eigenen Studiengruppe konnte davon ausgegangen werden, dass alle Patienten bereits im Rahmen der Kreuzband-Rehabilitation am isokinetischen Messsystem getestet wurden.

Nachteilig stellt sich bei isokinetischer Messung dar, dass nur eine isolierte (eindimensionale) Bewegung getestet wird, die in der Realität ebenfalls nicht als spezifisch gelten kann. Des Weiteren muss die Besonderheit der Messung mit gleichbleibender Bewegungsgeschwindigkeit diskutiert werden. In der Praxis gibt es keine freien Bewegungen, die tatsächlich mit konstanter Bewegungsgeschwindigkeit ablaufen. Alltags- und Sportbewegungen sind zumeist eine Kombination aus isometrischen, konzentrischen und exzentrischen Muskelaktionen. Auf ähnliche Kritikpunkte verwiesen schon Lephart et al. [124]. Die Autoren betonten, dass Kraftdefizite nicht notwendigerweise mit einer reduzierten funktionellen Kapazität verbunden sind und sie sahen die isokinetische Messung als alleiniges Testinstrumentarium als unzureichend an. Sie kritisierten dabei auch die Testsituation selbst, die durch das offene Bewegungssystem und eine fehlende Gewichtsbelastung (non-weight-bearing) gekennzeichnet ist.

Trotz der aufgeführten Einwände kann abschließend festgehalten werden, dass sich die isokinetische Drehmomentmessung auch in den eigenen Untersuchungen 4 Jahre nach VKB-Plastik für die Muskelkraftdiagnostik als zweckmäßig erwiesen hat. Bestehende muskuläre Defizite konnten sicher belegt werden. In Abhängigkeit von der Fragestellung können isokinetische wie isometrische Tests sinnvoll sein. Zur Feststellung lokaler, gelenkwinkelabhängiger Defizite lässt sich die Isometrie gut verwenden. Insgesamt sprechen die Ergebnisse jedoch für Vorteile der isokinetischen Messung, wobei im Allgemeinen ein Test mit niedriger bis mittlerer Bewegungsgeschwindigkeit (60 bis 90°/s) zur Evaluation der muskulären Kraftfähigkeiten genügend ist. Zusätzliche Tests mit höheren Bewegungsgeschwindigkeiten haben offenbar keine ergänzende Bedeutung bei der Einschätzung des Behandlungserfolges.

Die Variablen der elektrischen Aktivität (EMG) waren für die Beurteilung des Behandlungsergebnisses nach Kreuzbandplastik wenig sensitiv. Abgesehen vom bereits erwähnten zeitlichen und personellen Aufwand dieser Untersuchungsmethode (Kap. 4.5.2) muss mit einer Fehlerbreite in den ermittelten Werten gerechnet werden. Trotz des Bemühens um eine korrekte Messvorbereitung und -durchführung konnten geringe Abweichungen nicht ausgeschlossen werden. So erschwerte z.B. trotz guter Abschirmung der anderen Messgeräte und Kabel im Einzelfall ein Grundrauschen (Störgrößen) im Roh-EMG die eindeutige Bestimmung von Anfangs- und Endzeiten der Muskelaktivität. Fehler sind auch in der Signableitung nicht zu verhindern, obwohl vor

der Elektrodenapplikation die Haut sehr sorgfältig vorbereitet wurde. Die Ableitbedingungen der Haut sind extrem individuell, diese beeinflussen die Signalstärke wesentlich. Auch bei exakter Applikation der Elektroden auf den Muskelbauch kann gerade beim Oberschenkel ein „Cross-talk“ (Überspringen des Signals benachbarter Muskelgruppen) nicht verhindert werden. Berücksichtigt man in der Auswertung diese Punkte, sind die Ergebnisse der gemessenen elektrischen Aktivitäten für Behandlungsgruppen sehr schwierig zu interpretieren. Insgesamt sind daher die Variablen der elektrischen Aktivität im Allgemeinen für die Evaluation von Ergebnissen nach Kreuzbandoperationen nicht grundlegend wichtig.

4.8 Zusammenhänge zwischen den Variablen

4.8.1 Zusammenhänge zwischen Variablen der Muskelmorphologie, elektrischen Aktivität und Muskelkraft

Muskeldicken, Drehmomente, elektrische Aktivität (EMG)

In Übereinstimmung mit Ergebnissen aus der Literatur [124, 161] bestand für die eigene Patientengruppe keine Beziehung zwischen dem Oberschenkelumfang und den isokinetischen Drehmomenten ($60^\circ/\text{s}$) der Knieextensoren. Es fanden sich, konform zu den Ergebnissen von Rosenberg [161], auch keinerlei Beziehungen zwischen den Umfängen des Oberschenkels und den ermittelten Muskeldicken der Anteile des M. quadriceps femoris. Der Verlust an Muskelmasse ist größer als durch die Umfangsmessung nachgewiesen werden kann [150]. Der Wert der Umfangsmessung für die Evaluation von Defiziten nach Knieverletzungen ist daher als sehr gering einzuschätzen (Kap. 4.3). Die Muskelatrophie wird damit nur ungenügend dargestellt. Wie schon in anderen CT-Untersuchungen hervorgehoben wurde [76, 125, 161], sind fehlende Unterschiede im Beinumfang vor allem auch auf subkutane Veränderungen im betroffenen Oberschenkel zurückzuführen. Bei persistierender Atrophie des Quadriceps finden sich häufig gleichzeitig höhere Anteile an subkutanem Fettgewebe, die die Oberschenkelumfänge ausgleichen.

Signifikante Korrelationen wurden zwischen dem maximalen isokinetischen Drehmoment ($60^\circ/\text{s}$) der Knieextensoren und den sonografisch ermittelten Muskeldicken der Vasti der operierten Seite ermittelt. Es konnte keine Korrelation zur Muskeldicke des M. rectus femoris gefunden werden. Für die gesunde Körperseite ergab sich ein ähnliches Bild, jedoch waren hier nur für ausgewählte Messpunkte die Korrelationen zwischen Muskeldicke der Vasti und dem maximalen Drehmoment ($60^\circ/\text{s}$) signifikant. Insofern dürfen die gefundenen korrelativen Zusammenhänge nur als eine Tendenz gesehen werden.

Da die Muskeldicken des M. vastus medialis und M. vastus intermedius der Patientengruppe im Vergleich zum Referenzwert vor allem für die knienahen Bereiche signifikant verkleinert waren, muss angenommen werden, dass solche lokalen morphologischen Änderungen des Muskels das erzeugte Drehmoment mitbestimmen. Bezogen auf die Tatsache, dass der Muskelquerschnitt nachgewiesener Maßen in einem engen Zusammenhang zur Muskelkraft steht, könnte man vermuten, dass nicht alle Muskelanteile gleichermaßen an der Streckkraft beteiligt sind.

Lorentzon et al. [126] fanden im Gegensatz zu den hier vorliegenden Ergebnissen keine signifikanten Beziehungen zwischen den isokinetischen Drehmomenten verschiedener Bewegungsgeschwindigkeiten und der totalen Querschnittsfläche des M. quadriceps femoris des betroffenen Beines. Sie untersuchten allerdings Patienten ($n = 18$) mit chronischer VKB-Insuffizienz (> 3 Jahre posttraumatisch). Die Reduzierung der Muskelkraft war in dieser Patientengruppe größer als die Änderung in der Muskelgröße (Muskelquerschnitt). Die Autoren schlussfolgerten, dass der Kraftverlust nicht allein aus der Muskelatrophie oder der Änderung der Muskelstruktur erklärt werden kann. Auch Pässler und Shelbourne [150] verwiesen darauf, dass besonders nach Immobilisation der funktionelle Verlust (reduzierte Drehmomente) größer ist als der Verlust an Muskelmasse. Vergleichbare Wirkungsmechanismen können auch bei chronischer VKB-Insuffizienz mit konsekutiver Schonung angenommen werden.

Des Weiteren zeigten sich in der eigenen Studie auf der operierten Seite enge Beziehungen zwischen isokinetischem Drehmoment ($60^\circ/\text{s}$) und elektrischer Aktivität der 3 oberflächlichen Muskelanteile des M. quadriceps femoris. Berücksichtigt man weiter, dass die Atrophie des M. vastus intermedius bei den Kreuzbandpatienten besonders auffällig erschien, könnte angenommen werden, dass dieser Muskelanteil möglicherweise chronische Defizite in der nervalen Aktivierung aufweist. Diese Hypothese kann mit der vorliegenden Datenlage allerdings nicht weiter verfolgt werden, denn da dieser Muskel anatomisch unter dem M. rectus femoris liegt, ist es nicht möglich, mit herkömmlichen Oberflächenelektroden EMG-Daten dieses Muskels zu erfassen. Weitere Kenntnisse darüber scheinen aber für die Bewertung der Rolle des M. vastus intermedius für die Gesamtfunktion bei Kniestreckung interessant. In der Literatur ist diesem Muskelanteil des M. quadriceps femoris bisher wenig Beachtung geschenkt worden.

Zumeist wird nur die funktionelle Bedeutung des M. vastus medialis hervorgehoben. Dessen besondere Rolle bestätigte sich durchaus auch bei unseren Patienten. Wie bereits eingangs dieses Kapitels erwähnt, besteht eine enge Beziehung zwischen Muskeldicke des M. vastus medialis und Drehmoment der Kniestrecker. Mittels der multiplen Regression wurde zusätzlich bestimmt, dass, unter Berücksichtigung der

sonografisch erfassten Muskeldicken und der elektrischen Aktivität (EMG), die Muskeldicke des M. vastus medialis den größten Einfluss auf die Entwicklung des maximalen Drehmomentes bei isokinetischer Knieextension hat. Es gilt als allgemein anerkannt, dass nach VKB-Plastik der M. vastus medialis einer selektiven Atrophie unterliegt. Der M. vastus medialis reagiert als sogenannter Antigravitationsmuskel mit einem großen Anteil an langsamen Fasern (Typ I) sehr empfindlich gegenüber Immobilisierung [150]. Engelhardt et al. [55] stellten außerdem fest, dass in Abhängigkeit von der Art des Knie Traumas eine relative Minderaktivierbarkeit des M. vastus medialis auftritt. Möglicherweise entstehen daraus längerfristig strukturelle Veränderungen in den Muskelfasern, die sich dann als selektive Atrophie äußern. Die Autoren beschreiben aber auch, dass für den zweigelenkigen M. rectus femoris kaum Veränderungen in der elektrischen Aktivität zu beobachten sind. Insofern erscheint auch erklärbar, dass dieser Muskel weit weniger stark von Atrophien betroffen ist.

Zusammenfassend lässt sich daraus ableiten, dass die Morphologie der Mm. vastus medialis et intermedius offenbar einen maßgeblichen Einfluss auf die Wiedererlangung einer guten Muskelkraft der Knieextensoren nach Kreuzbandverletzungen hat. Diese Variablen sollten deshalb in der Evaluation von Behandlungsergebnissen in mittel- und langfristigen Intervallen berücksichtigt werden.

4.8.2 Zusammenhang von maximalem isokinetischen Drehmoment (60°/s) und weiteren Testvariablen

Es konnten enge signifikante Korrelationen zwischen isokinetischem Drehmoment und OAK-, Tegner- und KOS-Score Sport gefunden werden. Es bestanden dagegen keine Beziehungen zum Lysholm- und KOS-Score ADL, was in Übereinstimmung mit Ergebnissen aus der Literatur [201] steht. Die Muskelkraft bestimmt demnach die Zufriedenheit mit der Kniefunktion beim Sport und das Aktivitätsniveau selbst, hat jedoch keinen wesentlichen Einfluss auf die subjektiv wahrgenommene Funktionsfähigkeit des Kniegelenkes im Alltag.

Signifikante Beziehungen des maximalen Drehmomentes fanden sich auch zu ausgewählten funktionellen Tests. So zeigte sich ein Zusammenhang zum Beintapping sitzend und stehend, wobei ein hohes Drehmoment der Knieextensoren mit höheren Frequenzen im Beintapping korrelierte. Für den einbeinigen Dreisprung wurden bei guter Muskelkraft (hohes Drehmoment) die kürzeren Bodenkontaktzeiten beim zweiten Kontakt registriert. Gleichartige Ergebnisse sind z.B. bei Wilk et al. [201] zu finden. In deren Untersuchung von 50 VKB-Patienten ca. 0,5 Jahre p.o. konnten positive Korrelationen zwischen dem isokinetischen Drehmoment der Knieextensoren und funktionellen Tests (Sprünge auf Zeit) nachgewiesen werden. Konträr dazu stehen die

Resultate von Lephart et al. [124], die in ihrer Studie in einem posttraumatischen Intervall von 10 - 36 Monaten 41 konservativ behandelte Patienten untersuchten. Dabei fanden sie keine Korrelationen der Kraftwerte zu den durchgeführten funktionellen Tests (Halbkreislauf mit Side-steps, Cross-over, Shuttle-run). Die Laxität hatte im Übrigen dort keinen unmittelbaren Einfluss auf die funktionelle Kapazität.

In der vorliegenden eigenen Untersuchung bestand ferner eine positive Korrelation zwischen isokinetischem Drehmoment der Knieextensoren und Einbeinsprungweite, was in Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Järvelä et al. [104] steht. Auch Sekiya et al. [173] wiesen einen derartigen Zusammenhang in ihrer Patientengruppe von 107 Patienten mit PSP und STP nach, auch wenn der Korrelationskoeffizient eher niedrig war. Dabei bestand keine Korrelation zwischen Einbeinsprungweite und Laxität, was oben dargelegte Aussage von Lephart unterstützt. Einen Zusammenhang zwischen Einbeinsprungweite sowie weiteren zwei Sprungtests (Cross-over auf Zeit, Einbeinsprünge über 6 m auf Zeit) und Muskelkraft - allerdings bei höheren Bewegungsgeschwindigkeiten (180, 300, 450°/s) - hatten auch Wilk et al. [201] in ihrer Gruppe von 50 Patienten mit VKB-Plastik gefunden. Sie bewerteten die Sprungvarianten als gute klinische Tests zur Überprüfung der Kniefunktion nach VKB-Plastik. Insofern kann die unter 4.5.2 geäußerte Annahme, dass die Einbeinsprungweite deutlich durch die Muskelkraft determiniert wird, als bestätigt angesehen werden.

Unter Berücksichtigung der Regressionsanalyse und der Korrelationen scheint sich damit zu bestätigen, dass für die Bewertung des Behandlungserfolges nach VKB-Plastik in mittelfristigen Untersuchungsintervallen die Beurteilung der gelenkumgebenden Muskelfunktion anhand isokinetischer Messungen und sonografischer Muskeldickenmessung unter besonderer Berücksichtigung der knienahen Bereiche der Mm. vastus medialis et intermedius von Bedeutung ist. Aus der Vielzahl der funktionellen Tests scheinen der Einbeinweitsprung sowie schnelligkeitsorientierte Tests (Einbeinsprungvarianten mit kurzem Bodenkontakt) aussagekräftig zu sein. Diese sportorientierten Tests sind allerdings mit der Einschränkung verbunden, dass der Beherrschungsgrad der Technik einen bedeutsamen Einfluss auf das Ergebnis hat und sich möglicherweise auf Patienten mit sportlicher Vorerfahrung eingrenzt. Das wäre durch weitere vergleichende Untersuchungen mit sportlich aktiven und inaktiven Patienten zu prüfen.

4.9 Methodenkritik

Ergänzend zu den bereits erfolgten methodenkritischen Betrachtungen der einzelnen Mess- und Untersuchungsverfahren innerhalb der Diskussion, sind in der Bewertung der Ergebnisse dieser Arbeit noch nachfolgende Bedingungen zu berücksichtigen.

Auf Grund des komplexen Untersuchungsdesigns mit dem hohem technischen wie zeitlichen Untersuchungs- und Auswertungsaufwand wurde nur eine verhältnismäßig kleine Untersuchungsgruppe von 23 Patienten und 23 Kontrollpersonen erfasst. Die Patientengruppe stellte eine zufällige Auswahl von Kreuzbandpatienten eines Rehasentrums dar. Eine gewisse Inhomogenität innerhalb dieser Gruppe war durch die operative Versorgung mit unterschiedlichen Transplantaten gegeben. Die Studie war hinsichtlich Patienten- und Kontrollgruppe im Matched-Pair-Design angelegt. Trotzdem ist nicht auszuschließen, dass bei der Bestimmung des „kniegesunden Zwillings“ eine Auswahl getroffen wurde, die hinsichtlich der zu untersuchenden körperlich-konditionellen Voraussetzungen nicht in vollem Umfang dem jeweiligen Patienten entsprach.

In der hier vorliegenden Studie wurde ein mittelfristiges Nachuntersuchungsintervall (4 Jahre p.o.) betrachtet. Für die Beurteilung der Behandlung nach Kreuzbandrekonstruktion werden in der Literatur jedoch Langzeitergebnisse von 5 und mehr Jahren gefordert. Bei diesen längeren Zeiträumen besteht jedoch das Problem, dass sich Sport- und Freizeitaktivitäten infolge veränderter Lebenssituationen ändern, die unabhängig von der Verletzung des Kniegelenkes sind. Der Aspekt der Sportfähigkeit nach Kreuzbandoperation war jedoch ein wesentlicher Untersuchungspunkt in der hier vorliegenden Arbeit.

Alle durchgeführten Untersuchungen fanden unter Laborbedingungen statt. Ein Rückschluss auf Sportfähigkeit und Belastbarkeit des operierten Kniegelenkes in sportartspezifischen Situationen ist daher nur in gewissem Umfang möglich.

Bei der Bewertung der Ergebnisse ist zu berücksichtigen, dass die meisten angewendeten Mess- und Untersuchungsverfahren nicht hinreichend gut einzelne Einflussfaktoren selektieren können, so dass die Ursache bestimmter Defizite zwar vermutet, aber nicht schlüssig geklärt werden kann – es kann durch von „außen“ ermittelte Defizite nur bedingt auf innere Faktoren zurückgeschlossen werden. So sind z.B. die Prozesse im Bereich des sensomotorischen Regelkreises (die als Propriozeptionsdefizit, neuromuskuläre Dysfunktion oder Koordinationsverlust diskutiert werden) noch weitgehend unbekannt - man kann daher nur mutmaßen, dass z.B. eine postoperativ reduzierte Standstabilität oder verminderte Einbeinsprungweite in derartigen Veränderungen begründet liegt.

4.10 Vorschlag für einen Evaluationsbogen

Im Ergebnis der erhobenen Daten dieser Studie und deren Diskussion im Vergleich mit anderen Veröffentlichungen wird die Erhebung folgender Variablen für die Evaluation von Behandlungsergebnissen nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes vorgeschlagen⁵⁵.

Gruppe A: Scores

1. KOS-Score ADL
2. KOS-Score Sport

Gruppe B: Klinischer Befund Kniegelenk

3. Bewegungsausmaß Extension/ Flexion
4. Lachman

Gruppe C: Muskelmorphologie (und sekundäre Gelenkschäden)

5. Muskeldicken der Mm. vastus medialis et intermedius (knienah)
(evt. Gelenkbeurteilung nach sekundären Gelenkschäden durch bildgebende Verfahren: Knorpel, Meniskus)

Gruppe D: Funktionstests

6. Isokinetische Drehmomentmessung bei 60°/ s Extensoren/ Flexoren
7. Einbeinweitsprung
8. Bodenkontaktzeit beim einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung

Jeder der 8 bzw. 10 Bewertungspunkte wird auf 100 % hochgerechnet bzw. in % der gesunden Körperseite angegeben. Die globale Beurteilung jedes o.g. Punktes könnte in Anlehnung an den IKDC so erfolgen:

- | | |
|----------|------------------------------|
| Stufe 4: | sehr gut bzw. normal |
| Stufe 3: | gut bzw. beinahe normal |
| Stufe 2: | befriedigend bzw. abnormal |
| Stufe 1: | schlecht bzw. stark abnormal |

Im Speziellen erscheinen folgende Abstufungen für die Bewertung der einzelnen Bereiche geeignet:

⁵⁵ Der unkommentierte Vorschlag für einen Evaluationsbogen ist im Anhang B.4 einzusehen.

Gruppe A: Scores

Die erreichte Punktzahl des jeweiligen Scores wird bezogen auf die Gesamtpunktzahl des Scores in % hochgerechnet (KOS-Score ADL: $x * 100 / 80$ bzw. KOS-Score Sport: $x * 100 / 55$) und anhand des nachstehenden Bewertungsschemas eingeordnet:

Tab. 79: Evaluationsbogen – Bewertungsschema für Scores

| Bewertungsschema | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 |
|------------------|-------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|
| Scores | <input type="checkbox"/> 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % |

Patientenbeispiel:

Tab. 80: Evaluationsbogen – Bewertungsschema für Scores: Patientenbeispiel der eigenen Untersuchung

| Bewertungsschema | Punkte | in % | | Stufe |
|------------------|--------|------|--|----------|
| KOS-Score ADL | 79 | 98,8 | | 4 |
| KOS-Score Sport | 52 | 94,5 | | 4 |

Gruppe B: Klinischer Befund

Die Beurteilung des Bewegungsausmaßes und die Kapsel-Band-Instabilität sollte in Anlehnung an den IKDC-Score erfolgen (Tab. 81).

Tab. 81: Evaluationsbogen – Bewertungsschema für klinischen Befund

| | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 | Stufe (4-1) |
|---------------|-----------------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|----------------------------------|-------------|
| Streckdefizit | <input type="checkbox"/> < 3° | <input type="checkbox"/> 3 - 5° | <input type="checkbox"/> 6 - 10° | <input type="checkbox"/> > 10° | |
| Beugedefizit | <input type="checkbox"/> 0 - 5° | <input type="checkbox"/> 6 - 15° | <input type="checkbox"/> 16 - 25° | <input type="checkbox"/> > 25° | |
| Lachman | <input type="checkbox"/> 1 - 2 mm | <input type="checkbox"/> 3 - 5 mm | <input type="checkbox"/> 6 - 10 mm | <input type="checkbox"/> > 10 mm | |

Patientenbeispiel:

Tab. 82: Evaluationsbogen – Bewertungsschema für klinischen Befund: Patientenbeispiel der eigenen Untersuchung

| | | | | | | | |
|------------------------|------------|------------|-------------|-------------|-------------|---|------|
| <i>Bewegungsausmaß</i> | | | | | | | |
| Betroffene Seite: | 5 | 0 | 145° | Gegenseite: | 5 | 0 | 145° |
| <i>Lachman</i> | | | | | | | |
| Betroffene Seite: | 8,7 mm | | | Gegenseite: | 3,7 mm | | |
| | | | | | | | |
| | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 | Stufe (4-1) | | |
| Streckdefizit | ■ < 3° | □ 3 - 5° | □ 6 - 10° | □ > 10° | 4 | | |
| Beugedefizit | ■ 0 - 5° | □ 6 - 15° | □ 16 - 25° | □ > 25° | 4 | | |
| Lachman | □ 1 - 2 mm | ■ 3 - 5 mm | □ 6 - 10 mm | □ > 10 mm | 3 | | |

Gruppe C: Muskelmorphologie

In der Gruppe C sollte neben der Bewertung durch den Seitenvergleich (in %) ergänzend der Vergleich zu Referenzwerten kniegesunder Probanden berücksichtigt werden, um eventuelle bilaterale Veränderungen zu erkennen. Liegt der erreichte Wert der Gegenseite außerhalb des Quartilabstandes wird die ermittelte Stufe im Ergebnis des Seitenvergleiches um eins erniedrigt (Korrektur: -1).

Tab. 83: Evaluationsbogen – Bewertungsschema für Muskeldicken

| Muskeldicke | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 |
|--|-------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|
| M. vastus medialis | <input type="checkbox"/> 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % |
| M. vastus intermedius | <input type="checkbox"/> 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % |
| Referenzwert ⁵⁶ : M. vastus medialis | | 41,7 mm (35,6 - 45,8) | | |
| Referenzwert ⁵⁶ : M. vastus intermedius | | 23,5 mm (20,3 - 26,6) | | |

Patientenbeispiel:

Tab. 84: Evaluationsbogen – Bewertungsschema für Muskeldicken: Patientenbeispiel der eigenen Untersuchung

| | | | | | | |
|---|-------------|----------------------------|----------------------------|----------|-------------------------|-------------|
| Sonografische Messung M. vastus medialis (knienah: 30 % der Oberschenkellänge): | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | 37,5 mm | Gegenseite (N): | 38,5 mm | | | |
| in % (B*100/N) | 97,4 % | Referenzwert ⁵⁶ | 41,7 mm (35,6—45,8) | | | |
| Sonografische Messung M. vastus intermedius (knienah: 30 % der Oberschenkellänge) | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | 16,4 mm | Gegenseite (N): | 18,9 mm | | | |
| in % (B*100/N) | 86,8 % | Referenzwert ⁵⁶ | 23,5 mm (20,3-26,6) | | | |
| | | | | | | |
| Muskeldicke | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 | Korrektur Referenz (-1) | Stufe (4-1) |
| M. vastus medialis | ■ 91- 100 % | □ 81 - 90 % | □ 71 - 80 % | □ < 70 % | | 4 |
| M. vastus intermedius | □ 91- 100 % | ■ 81 - 90 % | □ 71 - 80 % | □ < 70 % | -1 | 2 |

Gruppe D Funktionstest

Identisch zur Gruppe C sollte neben dem Seitenvergleich auch hier der Referenzwert Berücksichtigung finden und das Ergebnis gegebenenfalls um eine Stufe korrigiert werden, sofern sich bilaterale Veränderungen zeigen (Wert außerhalb des Quartilabstandes). Die Funktionstests lassen sich in Anlehnung an den IKDC und weitere Veröffentlichungen (vgl. Diskussion) dann folgendermaßen beurteilen:

⁵⁶ Der Referenzwert bezieht sich auf das Ergebnis der Kontrollgruppe der vorliegenden Studie (n = 23) und bedarf für nachfolgend zu planende Untersuchungen einer Überprüfung mit größeren Fallzahlen.

Tab. 85: Evaluationsbogen – Bewertungsschema für sportmotorische Tests

| Funktionstests | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 |
|---|-------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|
| Isokinetik: Extensoren | <input type="checkbox"/> 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % |
| Isokinetik: Flexoren | <input type="checkbox"/> 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % |
| Einbeinweitsprung | <input type="checkbox"/> 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 76 - 90 % | <input type="checkbox"/> 50 - 75 % | <input type="checkbox"/> < 50 % |
| Nieder-Hoch-Sprung | <input type="checkbox"/> 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % |
| Referenzwert ⁵⁷ : Isokinetik Extension | 200,3 Nm (156,2-242,2) | | | |
| Referenzwert ⁵⁷ : Isokinetik Flexion | 90,9 Nm (70,3-111,3) | | | |
| Referenzwert ⁵⁷ : Einbeinweitsprung | 1,71 m (1,45 - 2,04) | | | |
| Referenzwert ⁵⁷ : Nieder-Hoch-Sprung | 239 ms (215-258) | | | |

Patientenbeispiel:

Tab. 86: Evaluationsbogen – Bewertungsschema für sportmotorische Tests: Patientenbeispiel der eigenen Untersuchung

| | | | | | | |
|---|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|----------------------------|-------------|
| Isokinetische Drehmomente: Knieextensoren (60°/s) | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | 220,7 Nm | Gegenseite (N): | 253,3 Nm | | | |
| in % (B*100/N) | 87,1 % | Referenzwert ⁵⁷ | 200,3 Nm (156,2-242,2) | | | |
| Isokinetische Drehmomente: Knieflexoren (60°/s) | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | 92,2 Nm | Gegenseite (N): | 125,10 Nm | | | |
| in % (B*100/N) | 74,3 % | Referenzwert ⁵⁷ | 90,9 Nm (70,3-111,3) | | | |
| Einbeinweitsprung | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | 2,08 m | Gegenseite (N): | 2,05 m | | | |
| in % (B*100/N) | 101,5 % | Referenzwert ⁵⁷ | 1,71 m (1,45 - 2,04) | | | |
| Einbeiniger Nieder-Hoch-Sprung (Bodenkontaktzeit) | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | 227 ms | Gegenseite (N): | 238 ms | | | |
| Ergebnis in % (N/B) | 104,8 % | Referenzwert ⁵⁷ | 239 ms (215-258) | | | |
| | | | | | | |
| Funktionstests | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 | Korrektur Referenz (-1) | Stufe (4-1) |
| Isokinetik: Extensoren | <input type="checkbox"/> 91- 100 % | ■ 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % | - | 3 |
| Isokinetik: Flexoren | <input type="checkbox"/> 91- 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | ■ 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % | - | 2 |
| Einbeinweitsprung | ■ 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 76 - 90 % | <input type="checkbox"/> 50 - 75 % | <input type="checkbox"/> < 50 % | - | 4 |
| Nieder-Hoch-Sprung | ■ 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % | - | 4 |

⁵⁷ Der Referenzwert bezieht sich auf das Ergebnis der Kontrollgruppe der vorliegenden Studie (n = 23) und bedarf für nachfolgend zu planende Untersuchungen einer Überprüfung mit größeren Fallzahlen.

Die Gesamtbeurteilung erfolgt in Form eines Netzdiagrammes in 4 Stufen:

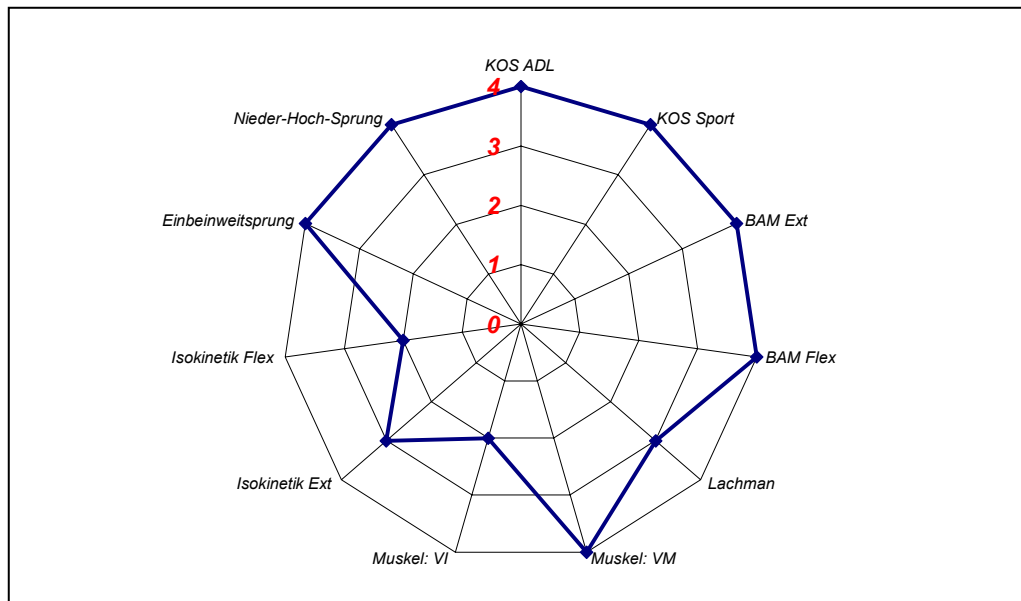


Abb. 36: Netzdiagramm für das Patientenbeispiel der eigenen Untersuchung

Zusätzlich wäre für eine ausführliche Kniebeurteilung in Gruppe C eine bildgebende Beurteilung empfehlenswert (Tab. 87).

Tab. 87: Evaluationsbogen – Bewertungsschema für degenerative Veränderungen/ Sekundärschäden

| | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 | Stufe (4-1) |
|----------|----------------------|---------|---------|--------------|-------------|
| Röntgen | Keine Verschmälerung | Grad I | Grad II | Grad III/ IV | |
| Meniskus | Keine Schädigung | Grad I | Grad II | Grad III/ IV | |

4.11 Schlussfolgerungen und Ausblick

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie belegen, dass die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes ein komplexes Geschehen ist, das auch für Nachuntersuchungen erforderlich macht, mehrere Faktoren zu berücksichtigen. Es gibt keine einzelne Variable, die allein ausreichend wäre, die Kniefunktion zu beurteilen.

Bei ausgewählten Variablen (Lysholm-Score, Ganganalyse) konnte nachgewiesen werden, dass sich im postoperativen Langzeitverlauf Veränderungen ergeben, und dass eine Angleichung bzw. Restitution von Funktionen möglich ist. Insofern scheint es für die Praxis wesentlich, das Behandlungsergebnis von Kreuzbandoperationen nicht zu frühzeitig zu bewerten. Patienten müssen gleichzeitig dahingehend beraten werden, dass die Wiederherstellung der Funktionsfähigkeit des betroffenen Beines ein über

Jahre dauernder Prozess ist, der durch ein entsprechendes Patientenverhalten unterstützt werden kann. Berücksichtigt man die Ergebnisse der Untersuchungen und der bestehenden Korrelationen zwischen den erhobenen Parametern, hat sich gezeigt, dass eine wiederhergestellte seitengleiche Muskelmorphologie der Oberschenkelstreckmuskulatur (speziell der Muskeldicken der Mm. vastus medialis et intermedius) Voraussetzung für eine gute Muskelkraft (Drehmomente der Knieextensoren) ist. Diese wiesen wiederum gute Korrelationen zu anderen sportmotorischen Tests wie dem Einbeinweitsprung und ausgewählten Sprüngen aus dem Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus, die durchaus als ein Kriterium der Sportfähigkeit verstanden werden können, auf. Gleichzeitig gab es nachweisliche Beziehungen zwischen den isokinetischen Drehmomenten und der Zufriedenheit mit der Kniefunktion im Sport bzw. dem erreichten Aktivitätsniveau (Tegner-Score). Daraus lässt sich folgern, dass die Aufnahme von körperlicher Aktivität und Sport wesentliche Faktoren zu sein scheinen, die Adaptationsprozesse positiv unterstützen können und zur bestmöglichen Wiederherstellung der Muskelfunktion und damit auch der Kniefunktion insgesamt beitragen können.

Der alleinige Seitenvergleich (d.h. die Nutzung des kontralateralen Beines als Referenzwert) kann nicht als ausreichend bewertet werden. Es gibt bereits von anderen Autoren Hinweise auf sogenannte bilaterale Effekte, die sich auch in der eigenen Untersuchung zeigten. Insofern muss in Zukunft zur Bewertung des Behandlungsergebnisses nach Kreuzbandrekonstruktion eine Vereinheitlichung von Testverfahren und Untersuchungsstandards angestrebt sowie eine Normwertbasis für diese Testverfahren geschaffen werden. Dies setzt die Untersuchung gesunder Probanden voraus, wobei gleichzeitig Faktoren wie Alter, Geschlecht und Aktivitätsniveau Eingang finden müssten.

Insgesamt konnten die dargestellten Ergebnisse 4 Jahre nach vorderer Kreuzbandplastik kein einzelnes Mess- und Untersuchungsverfahren präferieren, welches sich alleinig zur Evaluation von Behandlungsergebnissen eignen würde. Berücksichtigt man die Erkenntnisse aus der Literatur und die aufgeführten methodenkritischen Betrachtungen zu den einzelnen Verfahren, lässt die Datenlage zumeist keine eindeutige Interpretation zu. Diesbezüglich liegt weiter erheblicher Untersuchungsbedarf vor, um gesicherte Standpunkte vertreten zu können. Für eine endgültige Bewertung der langfristigen Defizite und der Aussagekraft der in der Studie hervorgehobenen Messwerte für die Prognose und Beratung ist es notwendig, die aufgezeigten Tendenzen über mehrere Jahre zu beobachten.

5 Zusammenfassung

Kurzbeschreibung der Studie

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes gehört zu einer der schwerwiegendsten Verletzungen des Kapsel-Band-Apparates des Kniegelenkes. Die Zielgröße der bandplastischen Versorgung ist primär die Wiedererlangung der Stabilität des betroffenen Kniegelenkes. Neben dem stabilen Kapsel-Band-Apparat soll gleichzeitig die Funktions- und Belastungsfähigkeit wiederhergestellt sowie Folgeschäden an Menisken und Knorpel reduziert werden. Für den Patienten steht - bei heute zunehmend gewachsener Anspruchshaltung an die Versorgung - die Wiedererlangung der ursprünglichen Aktivität und Mobilität im Vordergrund.

Wie der Behandlungserfolg der Bandrekonstruktion mittel- und langfristig zu messen ist, ist nicht unumstritten. Ziel dieser Studie war es, mittelfristige Veränderungen nach vorderer Kreuzbandoperation durch verschiedene Mess- und Untersuchungsverfahren zu erfassen. Vor dem Hintergrund bisheriger Veröffentlichungen und aus sportwissenschaftlicher Sicht sollte diskutiert werden, welche Variablen geeignet sind, um postoperative Veränderungen anzuzeigen. Empfehlungen für das zukünftige Vorgehen bei Nachuntersuchungen abzuleiten und einen Evaluationsbogen zu erstellen, waren weitere Zielstellungen.

In der vorliegenden Studie wurden 23 Patienten mit einer unilateralen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes 4 Jahre postoperativ untersucht. Eine kniegesunde Kontrollgruppe (n = 23) diente der Erhebung von Referenzwerten. Mittels Fragebogen und verschiedener Scores (Lysholm-, Tegner-, OAK-, KOS-Score ADL und Sport) wurden persönliche Daten und Daten zur subjektiven Zufriedenheit mit der Kniefunktion erfasst.

In den Untersuchungen wurde ein klinischer Befund erhoben. Des Weiteren erfolgten eine kinetische und kinematische Gang- und Laufanalyse und die Untersuchung elementarer, schnelligkeitsorientierter und koordinativer Fähigkeiten. Ergänzt wurde dies durch isometrische und isokinetische Drehmomentmessungen. Dazu erfolgte synchron die Erfassung elektrischer Aktivitäten (EMG) der Kniestreckmuskulatur. Die sonografische Dickenmessung für diese Muskelgruppe vervollständigte das Untersuchungsinstrumentarium.

Zusammenfassung der Ergebnisse

Die Funktionsfähigkeit des Kniegelenkes in Alltagssituationen wurde 4 Jahre nach der operativen Versorgung von den Patienten in den verschiedenen Scores als gut bis sehr gut beurteilt. Geringe Einschränkungen ergaben sich in der Beurteilung der Kniefunktion bei sportlicher Belastung. Dabei konnten nur im begrenzten Maß Beziehungen zwischen Scores und objektiv erhobenen Messwerten nachgewiesen werden. Insofern muss der Grad der Patientenzufriedenheit als ein selbständiger Indikator verstanden werden. Im Kniegelenk-Befund der operierten Seite wurden keine oder nur geringe Defizite gefunden. Wurden gewisse Seitenunterschiede festgestellt, waren diese klinisch als kaum relevant einzuschätzen.

In der Sportfähigkeit zeigten sich nach der Bandrekonstruktion gewisse Einschränkungen. Insgesamt gab es einen Rückgang im Aktivitätsniveau, was sich auch anhand des Tegner-Scores nachvollziehen ließ. Das Aktivitätsniveau ist von Level 7 auf 5 postoperativ gesunken. Nur einem Teil der Patienten (36,4 %) ist es gelungen, postoperativ den gleichen Sport mit gleicher Trainings- und Wettkampfindensität wieder aufzunehmen. Es zeigte sich ein deutlicher Rückgang der Sportausübung in den Sportarten, die mit einer höheren Gefährdung des Kniegelenkes (High-Risk-Pivoting-shift) verbunden sind. Für Sportarten mit geringerer Kniegelenkgefährdung konnte entsprechend eine Zunahme verzeichnet werden. Grundsätzlich ließ sich diese rückläufige Sportaktivität mit kniebedingten Einschränkungen erklären. Es spielten jedoch auch persönliche und berufliche Gründe häufig eine Rolle.

Nur wenige Patienten beklagten in der Befragung Probleme beim Gehen und Laufen. In den erhobenen kinetischen und kinematischen Werten der Gang- und Laufanalyse konnten dementsprechend keine wesentlichen Einschränkungen festgestellt werden.

In koordinativen Aufgabenstellungen und schnelligkeitsorientierten Tests bestanden nur in ausgewählten Messwerten Auffälligkeiten. Seitenabweichungen konnten in den Bodenkontaktzeiten des Tappings stehend, im einbeinigen Dreisprung und einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung nachgewiesen werden. Es zeigte sich eine etwas verlängerte Kontaktzeit auf der Bodenplatte für die operierte Seite. Beim Einbeinweitsprung fand sich kein Seitenunterschied zwischen operierter und gesunder Seite. Es bestand jedoch eine auffällige Verkürzung der Sprungweite von Patienten gegenüber der Kontrollgruppe, und zwar sowohl mit dem gesunden als auch mit dem operierten Bein, was auf bilaterale Auswirkungen einer unilateral vorhandenen Knieverletzung hinweist.

Bei den isokinetischen Messungen zeigten sich persistierende Defizite der Extensoren (reduzierte Drehmomente), während bei den Flexoren keine Einschränkungen

gefunden werden konnten. Gleichzeitig wurden beim Vergleich mit dem Referenzwert ebenfalls gewisse bilaterale Veränderungen registriert. In der elektrischen Aktivität (EMG) lagen keine wesentlichen Differenzen im Seitenvergleich und im Vergleich mit der Kontrollgruppe vor. Die reduzierten Drehmomente ließen sich nicht unmittelbar mit einer veränderten neuromuskulären Ansteuerung (Rekrutierung, Frequenzierung) begründen. Eine Erklärung findet sich jedoch in der Muskelmorphologie – gemessen an den Muskeldicken. In der sonografischen Messung wurden Seitendifferenzen gefunden, wobei insbesondere die knienahen Anteile der Mm. vastus intermedius et medius der operierten Seite eine signifikant reduzierte Muskeldicke aufwiesen.

Korrelationen wurden zwischen dem Grad der Instabilität, dem maximalen Drehmoment der Knieextensoren und der Einbeinsprunghöhe zu ausgewählten Scores gefunden, wobei besonders zum KOS-Score Sport und dem OAK-Score gute Beziehungen bestanden. O.g. Variablen bestimmen demnach die Zufriedenheit mit der Kniefunktion, insbesondere bei sportlicher Belastung.

Für die bei der isokinetischen Kraftdiagnostik erfasste elektrische Aktivität wurde eine Beziehung vom iEMG des M. vastus medialis zur vorderen Instabilität (Lachman-Test) festgestellt. Die elektrische Aktivität ist um so geringer, desto höher die vordere Instabilität ist. Korrelationen gab es auch zwischen Werten der Muskelmorphologie (Muskeldicken der Mm. vastus intermedius et medialis) und den maximalen Drehmomenten bei Knieextension.

Aus den Ergebnissen ableitend, scheinen die Patienten, die besten Behandlungsergebnisse und eine gute Zufriedenheit mit der Kniefunktion aufzuweisen, bei denen die Muskelfunktion (gemessen an der Muskelkraftentwicklung und der Muskelmorphologie) gut wiederhergestellt ist. Voraussetzung hierfür sind stabile Bandverhältnisse (geringer Grad der Instabilität) und ein hohes Aktivitätsniveau des Patienten. Sportliche Aktivität und Training scheinen die Wiederherstellungsprozesse auf muskulärer Ebene gut zu unterstützen.

Konsequenzen für die Evaluation von Behandlungsergebnissen nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes

Für die Evaluation von Behandlungsergebnissen nach Kreuzbandrekonstruktion ist die ausschließliche Erhebung von einzelnen objektiven Messwerten unzureichend. Der Grad der Patientenzufriedenheit sollte unter Anwendung von evaluierten Knie-Scores erfasst werden. Dazu ist die Verwendung mehrerer Scoresysteme zu empfehlen, wobei sich in der eigenen Studie der KOS-Score ADL und Sport als geeignet herausgestellt haben. Die Verwendung von zwei Fragebögen mit gleichartiger Fragebogenstruktur,

die durch ein einheitliches Design mit übersichtlicher Skalierung der einzelnen Fragen gekennzeichnet sind, stellte sich für die Bewertung der Kniefunktion in unterschiedlichen Beanspruchungssituationen (Alltag und Sport) als zweckmäßig dar. Symptome und Einschränkungen in Alltag und Sport werden mit diesen Scores sehr differenziert und mit gleichen Bewertungsskalen erfasst, so dass ein unmittelbarer Vergleich der subjektiven Einschätzung der Kniefunktion bei alltäglicher und sportlicher Kniebeanspruchung möglich ist.

Die Erfassung der Sportaktivität einschließlich der Faktoren Sportart, Intensität der Sportausübung und Symptomatik beim Sport ist ein geeignetes Kriterium zur kurz- bis mittelfristigen Beurteilung des Behandlungserfolges einer Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. Dabei sollten die Faktoren, die zur Veränderung der postoperativen Sportaktivität gegenüber dem präoperativen Niveau geführt haben, genau erfasst werden, um Gründe, die nicht mit der Verletzung und Behandlung des Kniegelenkes zu tun haben von kniebedingten Gründen abzugrenzen. Deshalb dürfte das Kriterium „Sportaktivität“ nur für Evaluationen bis ca. 5 Jahre postoperativ von Interesse sein. In längeren Zeiträumen werden alters- und lebensumständebedingte Veränderungen auf die Sportaktivität Einfluss haben, so dass dieses Beurteilungskriterium dann seine Eindeutigkeit verliert.

Aus dem klinischen Befund sind für die Bewertung des mittel- und langfristigen Behandlungserfolges v.a. der Gelenkbeweglichkeit und der Stabilität des Kapsel-Band-Apparates Bedeutung beizumessen. Der Lachman-Test ist bei der Überprüfung der vorderen Stabilität des Kniegelenkes wegen seiner höheren Sensitivität zu favorisieren. Die Beurteilung möglicher degenerativer Veränderungen und Sekundärschäden an Knorpel und Meniskus mittels bildgebender Diagnostik, die in der hier vorliegenden Studie nicht herangezogen wurde, ist für die Kontrolle der Behandlungsergebnisse ebenso wichtig. Hingegen können die Ergebnisse des „vorderen Knieschmerzes“ nicht eindeutig mit der VKB-Plastik in Zusammenhang gebracht werden, so dass diese Variable nicht primär zur Beurteilung des Behandlungsergebnisses der VKB-OP herangezogen werden sollte.

Als zweckmäßige sportmotorische Tests sind der Einbeinweitsprung und der einbeinige Nieder-Hoch-Sprung zu bewerten. Die isokinetische Drehmomentmessung, als bereits etabliertes Verfahren, hat auch in der vorliegenden Untersuchung ihre Bedeutung bewiesen, wobei sich in der Aussagekraft Vorteile gegenüber den isometrischen Testverfahren abzeichneten. Der Grad der Standardisierung erhöht den Wert dieser Untersuchungsmethode. Die nähere Betrachtung der Muskelmorphologie mittels sonografischer Untersuchung (Muskeldickenmessung) als einfaches und kostengünstiges Verfahren, stellt einen weiteren wichtigen Indikator zur Bewertung der

Muskelfunktion dar. Dabei ist den Mm. vastus medialis et intermedius die größte Bedeutung beizumessen.

Für alle angewendeten Mess- und Untersuchungsverfahren gilt, dass der alleinige Seitenvergleich (d.h. die Nutzung des kontralateralen Beines als Referenzwert) nicht als ausreichend bewertet werden kann. Es gibt, obwohl nur eine einseitige Knieverletzung vorlag, Hinweise auf bilaterale Effekte. Insofern muss in Zukunft zur Bewertung des Behandlungsergebnisses nach Kreuzbandrekonstruktion eine Vereinheitlichung von Testverfahren und Untersuchungsstandards angestrebt sowie eine Normwertbasis für diese Testverfahren geschaffen werden.

Die Erfassung der Muskelumfänge, die Analyse des Gang- und Laufbildes mittels kinetischer und kinematischer Messdaten und der Einbeinstandtest stellten sich als nicht hinreichende Untersuchungsverfahren dar, um in einem mittelfristigen Nachuntersuchungszeitraum eventuelle Defizite zu erkennen. Mit Einschränkungen gilt dies auch für die Bodenkontaktzeitmessung bei ausgewählten schnelligkeitsorientierten Tests (Beintapping sitzend, Nieder-Hoch-Sprung beidbeinig) und die Erfassung der elektrischen Aktivität bei isometrischer und isokinetischer Messung. Insgesamt können diese Methoden somit keinen oder nur mit Einschränkungen einen ergänzenden Beitrag zur Diagnostik und Einschätzung des Behandlungserfolges nach Kreuzbandoperationen leisten.

Literatur

1. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Bojsen-Moller F, Dyhre-Poulsen P (2000): Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scand J Med Sci Sports* 10: 58-67.
2. Ageberg E, Zätterström R, Fridén T, Moritz U (2001): Individual factors affecting stabilometry and one-leg hop test in 75 healthy subjects, aged 15-44 years. *Scand J Med Sci Sports* 11: 47-53.
3. Ageberg E, Zatterstrom R, Moritz U, Friden T (2001): Influence of Supervised and Nonsupervised Training on Postural Control After an Acute Anterior Cruciate Ligament Rupture: a Three-Year Longitudinal Prospective Study. *J Orthop Sports Phys Ther* 31: 632-644.
4. Aglietti P, Buzzi R, Zaccherotti G, De Biase P (1994): Patellar Tendon Versus Doubled Semitendinosus and Gracilis Tendons for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 22: 211-217.
5. Amis AA, Dawkins GP (1990): Functional anatomy of the anterior cruciate ligament. Fibre bundle actions related to ligament replacements and injuries. *J Bone Joint Surg* 73-B: 260-267.
6. Andersson Ch, Odensten M, Good L, Gillquist J (1989): Surgical or Non-surgical Treatment of Acute Rupture of the Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg* 71-A: 965-974.
7. Andersson Ch, Odensten M, Gillquist J (1991): Knee Function After Surgical or Nonsurgical Treatment of Acute Rupture of the Anterior Cruciate Ligament: A Randomized Study With a Long-Term Follow-Up Period. *Clin Orthop and Rel Res* 264: 255-263.
8. Andriacchi TP, Hurwitz D, Bush-Joseph C, Bach B (1997): Clinical Implications of Functional Adaptations in Patients with ACL Deficient Knees. *Sportorthopädie Sporttraumatologie* 13 (3): 153-160.
9. Asano H, Muneta T, Ikeda H, Yagishita Y, Kurihara Y, Sekiya I (2004): Arthroscopic evaluation of the articular cartilage after anterior cruciate ligament reconstruction: A short-term prospective study of 105 patients. *Arthroscopy* 20: 474-480.
10. Asano H, Muneta T, Shinomiya K (2002): Evaluation of Clinical Factors Affecting Knee Pain After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *J Knee Surg* 15: 23-28.
11. Ashton-Miller JA, Wojtys EM, Huston LJ, Fry-Welch D (2001): Can proprioception really be improved by exercises? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 128-136.
12. Aune AK, Holm I, Risberg MA, Jensen HK, Steen H (2001): Four-Strand Hamstring Tendon Autograft Compared with Patellar Tendon-Bone Autograft for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 29 (6): 722-728.
13. Bach BR, Jones GT, Sweet FA, Hager CA (1994): Arthroscopy-assisted Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Patellar Tendon Substitution: Two-to Four-year Follow-up Results. *Am J Sports Med* 22 (6): 758-767.
14. Bach BR, Tradonsky St, Bojchuk J, Ley ME, Bush-Joseph CA, Khan NH (1998): Arthroscopically Assisted Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Patellar Tendon Autograft: Five-to Nine-year Follow-up Evaluation. *Am J Sports Med* 26 (1): 20-29.

15. Balasch H, Schiller M, Friebe H, Hoffmann F (1999): Evaluation of anterior knee joint instability with the Rolimeter. A test in comparison with manual assessment and measuring with the KT-1000 arthrometer. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7 (4): 204-208.
16. Barber SD, Noyes FR, Mangine RE, McCloskey JW, Hartmann W (1990): Quantitative assessment of functional limitation in normal and anterior cruciate ligament-deficient knees. *Clin Orthop* 255: 204-214.
17. Barrett DS (1991): Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. *J Bone Joint Surg* 73-B (5): 833-837.
18. Bauersfeld M, Voß G (1992): Neue Wege im Schnelligkeitstraining. Philippka-Verlag, Münster.
19. Baugher WH, Warren RF, Marshall JL, Joseph A (1980): A Histochemical Analysis of Muscle Atrophy in the Unstable Knee. *Orthop Trans* 4: 188-189.
20. Baumeister J, Weiß M (2002): Atypische Verläufe ausgesuchter Parameter im isokinetischen Training nach vorderer Kreuzbandplastik - Diskussion neurophysiologischer Ursachen. *Sportverl Sportschaden* 16: 74-79.
21. Beard DJ, Murray DW, Gill HS, Price AJ, Rees JL, Alfaro-Adrián J, Dodd CAF (2001): Reconstruction does not reduce tibial translation in the cruciate-deficient knee. *J Bone Joint Surg* 83-B (8): 1098-1103.
22. Benedetto KP (1995): Der „Gold-Standard“ beim Kreuzbandersatz. *Der Chirurg* 66: 1061-1070.
23. Beynon BD, Fleming BC, Labovitch R, Parsons B (2002): Chronic Anterior Cruciate Ligament Deficiency Is Associated With Increased Anterior Translation of the Tibia During the Transition From Non-Weightbearing to Weightbearing. *J Orthop Res* 20: 332-337.
24. Biedert RM, Müller W, Lobenhoffer P, Lattermann C, Stauffer E, Zwick EB (1998): Sensomotorische Funktion des Kniegelenkes. *Sportorthopädie-Sporttraumatologie* 14 (4): 186-194.
25. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B (1990): Gait Adaptations by Patients Who Have a Deficient Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg* 72-A (6): 871-877.
26. Bizzini M (2000): Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen. Thieme, Stuttgart.
27. Boszotta H, Wendrinsky R, Sauer G, Helperstorfer W (1991): Zweijahresergebnisse nach arthroskopischer Versorgung der vorderen Kreuzbandruptur: Eine Standortbestimmung. *Arthroskopie* 4: 66-73.
28. Börner K, Fröhner G (1994): Die sonographische Diagnostik bei Störungen des neuromuskulären Systems Kniegelenk nach Kreuzbandverletzungen. *Akt Traumatol* 24: 232-238.
29. Brand B, Buchgraber A, Pässler HH (1996): Veränderungen des Koordinationsvermögens vor und nach einer Kreuzbandersatzoperation. *Arthroskopie* 9: 91-95.
30. Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G (2000): Orthopädische Biomechanik. Thieme, Stuttgart.

31. Bulgheroni P, Bulgheroni MV, Andriani L, Guffanti P, Giughello A (1997): Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 5: 14-21.
32. Burger C, Prokop A, Andermahr J, Jubel A, Rehm KE (2000): 100 Jahre Kreuzbandchirurgie: Die Beantwortung der wichtigsten Fragen in der Literatur der 90er Jahre. *Akt Traumatol* 30: 73-87.
33. Burgkart R, Gradinger R (2000): Anatomie und Biomechanik des vorderen Kreuzbandes. 21-24. In: Imhoff AB (Hrsg.): Fortbildung Orthopädie. Die ASG-Kurse der DGOT. Bd. 3: Knie. Steinkopff, Darmstadt.
34. Bush-Joseph CA, Hurwitz DE, Patel RR, Bahrani Y, Garretson R, Bach BR, Andriacchi TP (2001): Dynamic Function After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with Autologous Patellar Tendon. *Am J Sports Med* 29: 36-41.
35. Cabri JMH (1994): Isokinetische Bewegungen als Diagnose- und Rehabilitationsprinzip. *Med Orth Tech* 114 (4): 177-181.
36. Colombet P, Allard M, Bousquet V, de Lavigne C, Flurin PH, Lauchaud C (2002): Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Four-Strand Semitendinosus and Gracilis Tendon Grafts and Metal Interference Screw Fixation. *Arthroscopy* 18: 232-237.
37. Coombs R, Cochrane T (2001): Knee Flexor Strength Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with the Semitendinosus and Gracilis Tendons. *Int J Sports Med* 22: 618-622.
38. Cooper LW, Kadmas W, Seaber AV, Garrett WE (1996): Strength recovery following ACL reconstructive knee surgery: limited by the central nervous system or by muscle. *Trans Orthop Res Soc* 21: 777.
39. Corry IS, Webb JM, Clingeleffer AJ, Pinczewski LA (1999): Arthroscopic Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament: A Comparison of Patellar Tendon Autograft and Four-Strand Hamstring Tendon Autograft. *Am J Sports Med* 27 (3): 444-454.
40. Csizy M, Friedrich NF (2002): Bohrrkanallokalisation in der operativen Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes: Position – Fehlplatzierung – Anatomometrie. *Orthopäde* 31 (8): 741-750.
41. Decker, MJ, Torry MR, Noonan TJ, Riviere A, Sterett WI (2002): Landing Adaptations After ACL Reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 34: 1408-1413.
42. Denti M, Randelli P, Lo Vetere D, Moiola M, Bagnoli I, Cawley PW (2000): Motor control performance in the lower extremity: normals vs. anterior cruciate ligament reconstructed knees 5-8 years from the index surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 296-300.
43. Devita P, Hortobagyi J, Barrier J, Torry M, Glover KL, Speroni DL, Money J, Mahar MT (1997): Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Med Sci Sports Exerc* 29 (7): 853-859.
44. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie + BV der Ärzte für Orthopädie (Hrsg.) (2002): Leitlinien der Orthopädie. Dt. Ärzte-Verlag, 2. Auflage, Köln.
45. Dippold A, Thomas A (2000): Die Therapie von Muskeldysbalancen unter Berücksichtigung muskelbiotischer Befunde am Modell des Kniegelenkes. 93-108. In: Zichner L, Engelhardt M, Freiwald J (Hrsg.): Neuromuskuläre Dysbalancen. 4. Aufl., Novartis Pharma Verlag, Nürnberg.

46. Dupont JY, Scellier C (1990): Natürlicher Verlauf intraartikulärer Begleitverletzungen bei chronischer Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes. 252-255. In: Jakob RP, Stäubli HU (Hrsg.): Kniegelenk und Kreuzbänder: Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation. Springer, Berlin.
47. Eberhardt C, Rauschmann M, Jäger A (2004): Klinischer Verlauf nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes bei chronischer ventraler Instabilität und manifestem Knorpelschaden. *Orthopädische Praxis* 40 (1): 11-15.
48. Eckhardt R, Scharf HP, Puhl W (1994): Die Bedeutung der neuromuskulären Koordination für die sportliche Belastbarkeit des Kniegelenkes nach vorderen Kreuzbandverletzungen - Eine Gang- und Laufanalyse mittels EMG auf dem Laufband. *Sportverl Sportschaden* 8: 16-24.
49. Edström L (1970): Selective Atrophy of Red Muscle Fibres in the Quadriceps in Long-Standing Knee-Joint Dysfunction. *Injuries to the Anterior Cruciate Ligament. J Neurol Sci* 11: 551-558.
50. Elmqvist LG, Lorentzon R, Johansson C, Fagerlund M, Fugl-Meyer AR (1989): Knee extensor muscle function before and after reconstruction of anterior cruciate ligament tear. *Scand J Rehab Med* 21: 131-139.
51. Elmqvist LG, Lorentzon R, Johansson C, Fugl-Meyer AR (1988): Does a torn anterior cruciate ligament lead to change in the central nervous drive of the knee extensors? *Eur J Appl Physiol* 58: 203-207.
52. Engelhardt M (1998): Neuromuskuläre Veränderungen nach Kniegelenkstraumen und Operationen am Kniegelenk. Habilitationsschrift, Frankfurt.
53. Engelhardt M, Freiwald J (1997): EMG-kontrollierte Muskelrehabilitation – Knieverletzungen. *Sportverl Sportschaden* 11: 87-99.
54. Engelhardt M, Freiwald J, Rittmeister M (2002): Rehabilitation nach vorderer Kreuzbandplastik. *Orthopäde* 31: 791-798.
55. Engelhardt M, Freiwald J, Reuter I, Mortier J, Huth D (2000): Beeinflussung der Sportfähigkeit durch neuromuskuläre Veränderungen nach Trauma und Operation am Kniegelenk. *Arthroskopie* 13: 302-306.
56. Eriksson K, Anderberg P, Hamberg P, Löfgren AC, Bredenberg M, Westman I, Wredmark T (2001): A comparison of quadruple semitendinosus and patellar tendon grafts in reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg* 83-B: 348-354.
57. Eriksson K, Anderberg P, Hamberg P, Olerud P, Wredmark T (2001): There are differences in early morbidity after ACL reconstruction when comparing patellar tendon and semitendinosus tendon graft. *Scand J Med Sci Sports* 11: 170-177.
58. Eriksson K, Larsson H, Wredmark T, Hamberg P (1999): Semitendinosus tendon regeneration after harvesting for ACL reconstruction: A prospective MRI study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7 (4): 220-225.
59. Feller JA, Webster KE (2003): A Randomized Comparison of Patellar Tendon and Hamstring Tendon Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 31 (4): 564-573.
60. Feller JA, Webster KE, Gavin B (2001): Early post-operative morbidity following anterior cruciate ligament reconstruction: patellar tendon versus hamstring graft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 260-266.

61. Ferber, R, Ostening LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee JH (2002): Gait Mechanics in Chronic ACL Deficiency and Subsequent Repair. Clin Biomech (Bristol. Avon.) 17: 274-285.
62. Ferretti A, Conteduca F, Morelli F, Masi V (2002): Regeneration of the semitendinosus tendon after its use in anterior cruciate ligament reconstruction: a histological study of three cases. Am J Sports Med 30 (2): 204-207.
63. Fink C, Hoser C, Benedetto KP (1993): Sportfähigkeit nach vorderer Kreuzbandplastik – Operative versus nicht operative Therapie. Akt Traumatol 23: 371-375.
64. Fink C, Hoser C, Benedetto KP, Judmaier W (1994): (Neuro)Muskuläre Veränderungen der kniegelenksstabilisierenden Muskulatur nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Sportverl Sportschaden 8: 25-30.
65. Fink C, Hoser C, Hackl W, Navarro RA, Benedetto KP (2001): Long-term Outcome Of Operative or Nonoperative Treatment of Anterior Cruciate Ligament Rupture – Is Sports Activity a Determining Variable? Int J Sports Med 22: 304-309.
66. Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L (2000): A decision-making scheme for returning patients to high-level activity with non-operative treatment after anterior cruciate ligament rupture. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 8: 76-82.
67. Freedman KB, D'Amato MJ, Nedeff DD, Kaz A, Bach BR (2003): Arthroscopic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Metaanalysis Comparing Patellar Tendon and Hamstring Tendon Autografts. Am J Sports Med 31 (1): 2-11.
68. Freiwald J, Engelhardt M (1996): Vordere Kreuzbandruptur – Aspekte der Propriozeption und der nervösen Versorgung, Teil 2. Physikalische Therapie 17: 456-464.
69. Freiwald J, Engelhardt M, Gnewuch A, Reuter I, Konrad P (1997): Trainingstherapeutische Behandlung nach Knie Traumen. WMW 23/ 24: 556-568.
70. Freiwald J, Engelhardt M, Reuter I (1994). Die Messung der Muskulatur mittels isokinetischer und kombiniert elektromyographischer Meßstationen. Neuere Forschungsergebnisse - Möglichkeiten und Grenzen. 69-98. In: L. Zichner, M. Engelhardt, J. Freiwald (Hrsg.): Die Muskulatur. Sensibles, integratives und messbares Organ. Ciba Geigy, Wehr.
71. Fremerey RW, Lobenhoffer P, Skutek M, Gerich T, Bosch U (2001): Proprioception in Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Endoscopic versus Open Two-Tunnel Technique. Int J Sports Med 22: 144-148.
72. Fremerey RW, Lobenhoffer P, Born I, Tschern H, Bosch U (1998): Kann die Kniegelenkspropriozeption durch Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes wiederhergestellt werden? Eine prospektive Longitudinalstudie. Unfallchirurg 101: 697-703.
73. Fridén T, Roberts D, Movin T, Wredmark T (1998): Function after anterior cruciate ligament injuries. Acta Orthop Scand 69 (6): 590-594.
74. Gaweda K, Godlewski P (2000): The comparison of functional results of anterior cruciate ligament injuries treated with semitendinosus tendon and central one-third of patellar tendon autografts. J Orthopaed Traumatol 3: 131-134.
75. Georgoulis AD, Pappa L, Moebius U, Malamou-Mitsi V, Pappa S, Papageorgiou CO, Agnantis N, Soucacos PN (2001): The Presence of Proprioceptive Mechanoreceptors in the Remnants of the Ruptured ACL As a Possible Source of Re-Innervation of the ACL-Autograft. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 9: 364-368.

76. Gerber C, Hoppeler H, Claassen H, Robotti G, Zehnder R, Jakob RP (1985): The Lower-Extremity Musculature in Chronic Symptomatic Instability of the Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg* 67-A (7): 1034-1043.
77. Gillquist J, Messner K (1999): Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and the Long Term Incidence of Gonarthrosis. *Sports Med* 27 (3): 143-156.
78. Glitsch U (2001): Die muskuläre Belastungsverteilung im Verlauf der Stützphase beim Gehen. *Orthopädie-Technik* 4, 249-252.
79. Gobbi A, Mahajan S, Zanazzo M, Tuy B (2003): Patellar Tendon Versus Quadrupled Bone-Semitendinosus Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Prospective Clinical Investigation in Athletes. *J Arthroscopic and Related Surgery* 19 (6): 592-601.
80. Goertzen M (1995): Aktuelle Richtlinien in der Rehabilitation nach Kniegelenksverletzungen. *Med Orth Tech* 115: 38-40.
81. Goertzen M, Schulitz KP (1993): Vergleich der kombinierten extra- und intraartikulären Stabilisation gegenüber einer isolierten arthroskopisch durchgeführten Semitendinosusplastik nach vorderer Kreuzbandruptur. *Sportverl Sportschaden* 7: 7-12.
82. Grøntvedt T, Engebretsen L, Benum P, Fasting O, Mølster A, Strand T (1996): A Prospective, Randomized Study of Three Operations for Acute Rupture of the Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg* 78-A (2): 159-168.
83. Grosser M (1991): Schnelligkeitstraining: Grundlagen, Methoden, Leistungssteuerung. BLV, München.
84. Hagood S; Solomonov M; Baratta R, Zhou BH, D'Ambrosia R (1990): The effect of joint velocity on the contribution of the antagonist musculature to knee stiffness and laxity. *Am J Sports Med* 18: 182-187.
85. Hansen MS, Dieckmann B, Jensen K, Jakobsen BW (2000): The reliability of balance tests performed on the kinaesthetic ability trainer (KAT 2000). *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 180-185.
86. Hehl G, Müller B, Strecker W, Kiefer H (1996): Muskuläres Aufbaustraining nach operativ versorgter vorderer Kreuzbandverletzung im offenen oder geschlossenen System? *Arthroskopie* 9: 85-90.
87. Heitkamp HC, Horstmann T, Mayer F, Weller J, Dickhuth HH (2001): Gain in Strength and Muscular Balance After Balance Training. *Int J Sports Med* 22: 285-290.
88. Henriksson M; Ledin T, Good L (2001): Postural Control after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction and Functional Rehabilitation. *Am J Sports Med.* 29 (3): 359-366.
89. Hertel P (1996): Frische und alte Kniebandverletzungen. *Unfallchirurg* 99: 686-700.
90. Hidas P, Pavlik A, Berkes I, Halasi T (1998): Vordere Kreuzbandruptur bei Sportlern: Operative oder konservative Therapie? *Arthroskopie* 11: 78-81.
91. Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ (2000): Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Med Sci Sports Exerc* 32: 1472-1479.
92. Hoffmann F, Friebel H, Schiller M (1998): Die Semitendinosussehne als Ersatzplastik für das vordere Kreuzband. *Zentralbl Chir* 123: 994-1001.

93. Hogervorst T, Brand RA (1998): Current Concepts Review: Mechanoreceptors in Joint Function. *J Bone Joint Surg* 80-A (9): 1365-1378.
94. Hopf T, Gleitz M, Hess T, Mielke U, Müller B (1995): Propriozeptives Defizit nach Kreuzbandschädigung - afferente Störung oder kompensatorischer Mechanismus. *Z Orthop* 133: 347-351.
95. Hrubesch R, Rangger C, Reichkender M, Sailer RF, Gloetzer W (2000): Comparison of Score Evaluations and Instrumented Measurement After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 28 (6): 580-586.
96. Hsieh YF, Drganich LF, Ho SH, Reider B (2002): The Effects of Removal and Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament on the Contact Characteristics of the Patellofemoral Joint. *Am J Sports Med* 30 (1): 121-127.
97. Hunziker EB, Stäubli HU, Jakob RP (1990): Chirurgische Anatomie des Kniegelenks. 31-48. In: Jakob RP, Stäubli HU (Hrsg.): Kniegelenk und Kreuzbänder: Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation. Springer, Berlin.
98. Ichinohe S, Yoshida M, Murakami H, Takayama H, Izumiyama S, Shimamura T (2000): Meniscal Tearing After ACL Reconstruction. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 8: 53-59.
99. Irrgang JJ (1998): Outcome Survey – ADL Scale und Sports Activity Scale. Department of Physical Therapy, University of Pittsburgh: 84-85. In: Bizzini M (2000): Sensomotorische Rehabilitation nach Beinverletzungen. Thieme, Stuttgart.
100. Irrgang JJ, Snyder-Mackler L, Wainner RS, Fu FH, Harner CD (1998): Development of a Patient-Reported Measure of Function of the Knee. *J Bone Joint Surg* 80-A (8): 1132-1145.
101. Itoh H, Kurosaka M, Yoshiya S, Ichihashi N, Mizuno K (1998): Evaluation of functional deficits determined by four different hop tests in patients with anterior cruciate ligament deficiency. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6: 241-245.
102. Iwasa J, Ochi M, Adachi N, Tobita M, Katsube K, Uchio Y (2000): Proprioceptive Improvement in Knees With Anterior Cruciate Reconstruction. *Clin Orthop Res* 381: 168-176.
103. Jansson KA, Linko EL, Sandelin J, Harilainen A (2003): A Prospective Randomized Study of Patellar Tendon Autografts for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 31 (1): 12-18.
104. Järvelä T, Kannus P, Latvala K, Järvinen M (2002): Simple Measurements in Assessing Muscle Performance After an ACL Reconstruction. *Int J Sports Med* 23: 196-201.
105. Järvelä T, Pakkala T, Kannus P, Järvinen M (2001): The Incidence of Patellofemoral Osteoarthritis and Associated Findings 7 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction with a Bone-Patellar-Bone Autograft. *Am J Sports Med* 29 (1): 18-24.
106. Jerosch J, Pfaff G, Thorwesten L, Schoppe R (1998): Auswirkungen eines propriozeptiven Trainingsprogramms auf die sensomotorischen Fähigkeiten der unteren Extremität bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandinstabilität. *Sportverl Sportschaden* 12: 121-130.
107. Jerosch J, Wüstner P, Thorwesten L (1998): Propriozeptive Fähigkeiten des Kniegelenks nach vorderer Kreuzbandruptur: Beeinflussung durch die medizinische Trainingstherapie. *Krankengymnastik* 50 (2): 243-248.

108. Jomha NM, Borton DC, Clingeleffer AJ, Pinczewski LA (2000): Long Term Osteoarthritic Changes in the Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Knees. *Clin Orthop* 358: 188-193.
109. Jomha NM, Pinczewski LA, Clingeleffer A, Otto DD (1999): Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with patellar-tendon autograft and interference screw fixation. *J Bone Joint Surg* 81-B (5): 775-779.
110. Kandziora F, Herresthal J, Jäger A, Schöttle H, Zichner L (1998): Arthroskopische Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mit der gedoppelten Semitendinosussehne. *Arthroskopie* 11: 61-67.
111. Kannus P (1992): Normality, variability and predictability of work, power and torque acceleration energy with respect to peak torque in isokinetic muscle testing. *Int J Sports Med* 13: 249-256.
112. Kannus P, Järvinen M (1987): Conservatively Treated Tears of the Anterior Cruciate Ligament. *J Bone Joint Surg* 69-A (7): 1007-1012.
113. Kariya Y, Itoh M, Nakamura T, Yagi K, Kurosawa H (1989): Magnetic resonance imaging and spectroscopy of thigh muscles in cruciate ligament insufficiency. *Acta Orthop Scand* 60 (3): 322-325.
114. Keays SL, Bullock-Saxton J, Keays AC, Newcombe P (2001): Muscle Strength and Function Before and After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Semitendinosus and Gracilis. *Knee* 8: 229-234.
115. Klinger D, Rosemeyer B (1990): Bewegungseinschränkung nach Kapselband-Operation am Kniegelenk unter Berücksichtigung der Bandstabilität und der muskulären Situation bei isokinetischer Belastung. *Sportverl Sportschaden* 4: 163-168.
116. Klinger D, Rosemeyer B (1991): Stabilität nach Kapselbandoperationen am Kniegelenk. *Sportverl Sportschaden* 5: 90-95.
117. Kohn D (2000): *Das Knie*. Thieme, Stuttgart.
118. Komi PV [Hrsg.] (1994): *Kraft und Schnellkraft im Sport: eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS*. Dt. Übers. und Bearb. Rost G, Rost R, Dt. Ärzte-Verlag, Köln.
119. König DP (1997): Aktuelle Richtlinien zur Behandlung von Meniskus-, Kreuzband- und Innenbandverletzungen. *Dtsch Z Sportmed* 48 (7/8): 276-281.
120. Krabbe B, Baumann W (1998): Ganganalyse nach vorderer Kreuzbandplastik. Beitrag zum 4. Biomechanik-Symposium der dvs, Oldenburg.
121. Küllmer K, Letsch R, Schmit-Neuerburg KP (1996): Arthroseprogression nach alloplastischer Kreuzbandoperation – Welche Faktoren spielen eine Rolle? *Unfallchirurgie* 22: 130-138.
122. Kvist J, Gillquist J (2000): Anterior positioning of tibia during motion after anterior cruciate ligament injury. *Med Sci Sports Exerc* 33 (7): 1063-1072.
123. Lavoie P, Fletcher J, Duval N (2001): Correlation between patients' satisfaction and objective measurement of knee instability after ACL reconstruction using patellar tendon autograft. *Knee* 8: 19-24.
124. Lephart SM, Perrin DH, Fu FH, Gieck JH, McCue FC, Irrgang JJ (1992): Relationship between Selected Physical Characteristics and Functional Capacity in the Anterior Cruciate Ligament-Insufficient Athletes. *J Orthop Sports Phys Ther* 16 (4): 174-181.

125. LoPresti C, Kirkendall DT, Street GM, Dudley AW (1988): Quadriceps Insufficiency following repair of the Anterior Cruciate Ligament. *J Orthop and Sports Phys Ther* 9 (7): 245-249.
126. Lorentzon R, Elmqvist LG, Sjöström M, Fagerlund M, Fugl-Meyer AR (1989): Tigh musculature in relation to chronic anterior cruciate ligament tear: Muscle size, morphology and mechanical output before reconstruction. *Am J Sports Med* 17 (3): 423-429.
127. Ludwig M (1997): Funktionsanalytische Untersuchung des rehabilitativen Krafttrainings nach vorderer Kreuzbandplastik und ihre Konsequenzen. *Dtsch Z Sportmed* 48 (5): 193-200.
128. Lysholm J, Guilloquist J (1982): Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of scoring scale. *Am J Sports Med* 10: 150-154.
129. Manual Gaitway. Kistler Instrumente GmbH, Winterthur.
130. Manual "MyoResearch 98". Fa. Noraxon, München.
131. Manual Rolimeter Knietester. Aircast Europe GmbH, Neubeuern.
132. Mayer F, Horstmann T, Küsswetter W, Dickhuth H (1994): Isokinetik - Eine Standortbestimmung. *Dtsch Z Sportmed* 45 (7/8): 272-287.
133. Marder R, Raskind JR, Carroll M (1991): Prospective evaluation of arthroscopically assisted anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 19: 478-484.
134. Menke W, Schneider T, Schmitz B, Michiels I (1990): Nachuntersuchungsergebnisse bei unbehandelter vorderer Kreuzbandruptur. *Sportverl Sportschaden* 4: 169-174.
135. Mikkelsen C, Werner S, Eriksson E (2000): Closed kinetic chain alone compared to combined open and closed kinetic chain for quadriceps strengthening after anterior cruciate ligament reconstruction with respect to return to sports: a prospective matched follow-up study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 337-342.
136. Mittlmeier Th, Weiler A, Söhn T, Klenhans L, Mollbach S, Duda G, Südkamp NP (1999): Functional monitoring during rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech* 14: 376-384.
137. Moore KW, Frank CB (1997): Akute Knieverletzungen. 123-137. In: Renström PAFH [Hrsg.], Dt. Übers. und Bearb. Rost K, Rost R: Sportverletzungen und Überlastungsschäden: Prävention, Therapie, Rehabilitation. Eine Veröffentlichung der Medizinischen Kommission des IOC in Zusammenarbeit mit der FIMS. Enzyklopädie der Sportmedizin, Bd. 4, Deutscher Ärzte- Verlag, Köln.
138. Müller B, Rupp S, Kohn D, Seil R (2000): Entnahmestellenproblematik nach vorderer Kreuzbandplastik mit dem mittleren Drittel der Patellarsehne. *Unfallchirurg* 8: 662-667.
139. Müller B, Rupp S, Kohn D, Seil R (2000): Sportfähigkeit nach arthroskopisch assistierter vorderer Kreuzbandplastik mit dem mittleren Drittel der Patellarsehne. *Arthroskopie* 13: 298-301.
140. Müller W, Bidert R, Hefti F, Jakob RP, Munzinger U, Stäubli HU (1988): OAK knee evaluation. A new way to assess knee ligament injuries. *Clin Orthop* 232: 37-50.
141. Nisell R, Ericson MO, Nemeth G, Ekholm J (1989): Tibiofemoral joint forces during isokinetic knee extension. *Am J Sports Med* 17: 49-54.

142. Noyes FR, Barber SD, Mangine RE (1991): Abnormal lower limb symmetry determined by function hop tests after anterior cruciate ligament rupture. *Am J Sports Med* 19 (5): 513-518.
143. Noyes FR, Mooar PA, Matthews DS, Butler DL (1983): The Symptomatic Anterior Cruciate-Deficient Knee. Part I: The Long-Term Functional Disability in Athletically Active Individuals. *J Bone Joint Surg* 65-A: 154-162.
144. Noyes FR, Matthews DS, Mooar PA, Grood ES (1983): The Symptomatic Anterior Cruciate-Deficient Knee. Part II: The Results of Rehabilitation, Activity Modification and Counseling on Functional Disability. *J Bone Joint Surg* 65-A: 163-174.
145. Nicolakis P, Nicolakis M, Dorotka R, Ebenbichler G, Uher E (2000): Beurteilung des Rehabilitationsfortschritts mittels Oberschenkelumfangmessung. *Z Orthop* 138: 526-529.
146. Oeffinger DJ, Shapiro R, Nyland J, Pienkowski D, Caborn DNM (2001): Delayed gastrocnemius muscle response to sudden perturbation in rehabilitated patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 19-27.
147. Ott SM, Ireland ML, Ballantyne BT, Willson JD, McClay Davis IS (2003): Comparison of outcomes between males and females after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 11: 75-80.
148. Pantano KJ, Irrgang JJ, Burdett R, Delitto A, Harner C, Fu FH (2001): A pilot study on the relationship between physical impairment and activity restriction in persons with anterior cruciate ligament reconstruction at long-term follow-up. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 369-378.
149. Papandrea P, Vulpiani MC, Ferretti A, Conteduca F (2000): Regeneration of the semitendinosus tendon harvested for anterior cruciate ligament reconstruction. Evaluation using ultrasonography. *Am J Sports Med* 28 (4): 556-561.
150. Pässler HH, Shelbourne KD (1993): Biologische, biomechanische und klinische Konzepte zur Nachbehandlung nach Bandeingriffen am Knie. *Orthopäde* 22: 421-435.
151. Patel RR, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, Bach BR, Andriacchi TP (2003): Comparison of Clinical and Dynamic Knee Function in Patients with Anterior Cruciate Ligament Deficiency. *Am J Sports Med* 31 (1): 68-74.
152. Perry J. (1992): *Gait Analysis - Normal and Pathological Function*. Slack, New York.
153. Pinczewski LA, Deehan DJ, Salmon LJ, Russell VJ, Clingeleffer A (2002): A Five-Year Comparison of Patellar Tendon Versus Four-Strand Hamstring Tendon Autograft for Arthroscopic Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament. *Am J Sports Med* 30 (4): 523-535.
154. Plaschy S, Imhoff A, Rodriguez M (1991): 10-Jahresresultate nach vorderen Kreuzbandplastiken mit freiem Lig. Patellae-Transplantat. 41-49. In: Poigenfürst J, Pelinka H (Hrsg.): *Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes – Methodenvergleich (Fortschritte in der Arthroskopie, Bd. 7)*. Enke, Stuttgart.
155. Pokar S, Wißmeyer T, Krischak G, Kiefer H, Kinzl L, Hehl G (2001): Die arthroskopisch gestützte Rekonstruktion des vorderen Kreuzbands mittels autologer Patellarsehnenerersatzplastik: 5-Jahres-Ergebnisse. *Unfallchirurg* 104: 317-324.
156. Rauber/ Kopsch: Tillmann B, Töndury G [Hrsg.] (1987): *Anatomie des Menschen - Lehrbuch und Atlas. Band 1: Bewegungsapparat*. Thieme, Stuttgart.

157. Risberg MA, Holm I, Steen H, Beynnon BD (1999): Sensitivity to changes over time for the IKDC form, the Lysholm score and the Cincinnati knee score. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 7: 152-159.
158. Rispoli DM, Sanders TG, Miller MD, Morrison WB (2001): Magnetic resonance imaging at different time periods following hamstring harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 17 (1): 2-8.
159. Roberts D, Fridén Th, Stomberg A, Lindstrand A, Moritz U (2000): Bilateral Proprioceptive Defects in Patients with a Unilateral Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Comparison between Patients and Healthy Individuals. *J Orthop Research* 18: 565-571.
160. Röpke M, Becker R, Urbach D, Nebelung W (2001): Semitendinosussehne vs. Ligamentum patellae. *Unfallchirurg* 104: 312-316.
161. Rosenberg TD, Franklin JL, Baldwin GN, Nelson KA (1992): Extensor mechanism function after patellar tendon graft harvest for anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 20 (5): 519-526.
162. Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L (2000): Dynamic stability after ACL-injury: who can hop? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 262-269.
163. Ruiz AL, Kelly M, Nutton RW (2002): Arthroscopic ACL Reconstruction: a 5-9 Year Follow-up. *Knee* 9: 197-200.
164. Rupp S, Hopf T, Gleitz M, Hess T (1994): Biomechanische Grundlagen der Nachbehandlung der Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes. *Unfallchirurgie* 20 (6): 303-310.
165. Rupp S, Kohn D (2002): Vorderes Kreuzband im Mittelpunkt des Interesses: Editorial. *Orthopäde* 31 (8): 701.
166. Rupp S, Seil R, Jäger A, Kohn D (2002): Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit dem Patellarsehnentransplantat. *Orthopäde* 31 (8): 751-757.
167. Sandholzer K, Häfele H, Ender M (1991): Erfahrungen mit der Versorgung der frischen Kreuzbandruptur bei Sportlern. *Sportverl Sportschaden* 5, 127-129.
168. Sapega AA (1990): Muscle Performance Evaluation in Orthopaedic Practice. *J Bone Joint Surg* 72-A (10): 1562-1573.
169. Schmalz T, Blumentritt S, Wagner R, Junge R (1998): Biomechanisch-ganganalytische Bewertung verschiedener Behandlungsmethoden nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. *Sportverl Sportschaden* 12: 131-137.
170. Schweiger KA, Hellerer O, Kommer N, Köhnlein HE (1995): Sportfähigkeit nach arthroskopisch versorgter Ruptur des vorderen Kreuzbandes mittels Patellarsehnentransplantat. *Dtsch Z Sportmed* 46: 346-355.
171. Segawa H, Omori G, Koga Y, Kameo T, Iida S, Tanaka M (2002): Rotational Muscle Strength of the Limb After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Semitendinosus and Gracilis Tendon. *Arthroscopy* 18: 177-182.
172. Seitz H, Marlovits S, Kolonja A, Chichakli N, Vécsei V (1998): Meniskusläsionen nach konservativer Therapie vorderer Kreuzbandrupturen. *Arthroskopie* 11: 82-85.
173. Sekiya I, Muneta T, Ogiuchi T, Yagishita K, Yamamoto H (1998): Significance of the Single-Legged Hop Test to the Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Knee in Relation to Muscle Strength and Anterior Laxity. *Am J Sports Med*, 26 (3): 384-388.

174. Sernert, N, Kartus J, Köhler K, Ejerhed L, Brandsson S, Karlsson J (2002): Comparison of Functional Outcome After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Resulting in Low, Normal and Increased Laxity. *Scand J Med Sci Sports* 12: 47-53.
175. Shelbourne KD, Wilckens JH, Mollabashy A (1991): Arthrofibrosis in acute anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 19: 332-336.
176. Sommerlath K, Lysholm J, Gillquist J (1991): The long-term course after treatment of acute anterior cruciate ligament ruptures. A 9 to 16 year follow-up. *Am J Sports Med* 19: 156-162.
177. Stäubli HU, Jakob RP (1990): Natürlicher Verlauf der unbehandelten Ruptur des vorderen Kreuzbandes. 243-251. In: Jakob RP, Stäubli HU (Hrsg.): Kniegelenk und Kreuzbänder: Anatomie, Biomechanik, Klinik, Rekonstruktion, Komplikationen, Rehabilitation. Springer, Berlin.
178. Stegelmann K (1994): Ganganalysen nach Plastik des vorderen Kreuzbandes im Rahmen einer ambulanten Rehabilitation. *Krankengymnastik* 46: 1302-1308.
179. Steuer M (1999): Ganganalytische Untersuchung nach operativ versorgten Rupturen des vorderen Kreuzbandes. *Krankengymnastik* 51 (4): 609-613.
180. Steuer M (1999): Koordinationsanalyse im Einbeinstand auf einer Kraftmeßplatte. *Krankengymnastik* 51 (4): 614-620.
181. Strobel M (2000): Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes mit der Semitendinosusehne. In: Imhoff AB (Hrsg.): Fortbildung Orthopädie: Die ASG-Kurse der DGOT. Band 3: Knie. Steinhoff, Darmstadt.
182. Strobel M, Eichhorn J (1995): Aktueller Stand und operative Technik der Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes. *Akt Chir* 30: 210-220.
183. Strobel MJ, Schulz MS (2002): VKB-Rekonstruktion mit dem Semitendinosus-Grazilis-Sehnentransplantat. *Orthopäde* 31 (8): 758-769.
184. Spicer DDM, Blagg SE, Unwin AJ, Allum RL (2000): Anterior knee symptoms after four-strand hamstring tendon anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 8: 286-289.
185. Tashiro T, Kurosawa H, Kawakami A, Hikita A, Fukui N (2003): Influence of Medial Hamstring Harvest on Knee Flexor Strength after Anterior Ligament Reconstruction. *Am J Sports Med* 31: 522-529.
186. Takeuchi R, Saiato T, Mituhashi S, Suzuki E, Yamada I, Koshino T (2002): Double-Bundle Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Using Bone-Hamstring Composite Graft. *Arthroscopy* 18: 550-555.
187. Tegner, Y, Lysholm J (1985): Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clin Orthop* 198: 43-49.
188. Temme C, Henche HR (2003): Welche Implantate des vorderen Kreuzbandes sind uns geblieben? *Orthopädische Praxis* 39 (8): 483-487.
189. Timoney JM, Inman WS, Queseda PM, Sharkey PF, Barrack RL, Skinner HB, Alexander AH (1993): Return of normal gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med* 21 (6): 887-889.
190. Thienes G (1999): Zyklische Schnelligkeit: trainingswissenschaftliche Bestimmung, empirische Befunde, Konsequenzen für die Trainingsgestaltung. *Leistungssport* 2: 18-22.

191. Thorwesten L (2000): Veränderung ausgewählter ganganalytischer Parameter in der Rehabilitation operativ versorgter Kreuzbandläsionen. Dissertation, Deutsche Sporthochschule Köln.
192. Tscherne H, Lobenhofer P, Blauth M (1987): Primäre Rekonstruktion von Kapselbandverletzungen des Kniegelenkes. *Orthopäde* 16: 113-129.
193. Tsuda E, Ishibashi Y, Okamura Y, Toh S (2003): Restoration of anterior cruciate ligament-hamstring reflex arc after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 11: 63-67.
194. Urbach D, Awiszus F (2002): Impaired Ability of Voluntary Quadriceps Activation Bilaterally Interferes with Function Testing after Knee Injuries. A Twitch Interpolation Study. *Int J Sports Med* 23: 231-236.
195. Voß G, Krause Th (1991): Zu den Beziehungen zwischen elementaren Bewegungsprogrammen als einem Ausdruck der Schnelligkeit und grundlegenden neuromuskulären Voraussetzungen. *Leistungssport* 1: 24-28.
196. Voß G, Werthner R (1994): Leistungs- und Talentdiagnostik – Konsequenzen aus dem neuen Schnelligkeitstraining. *Leistungssport* 4: 12-21.
197. Weiler A, Scheffler S, Höher J (2002): Transplantatwahl für den primären Ersatz des vorderen Kreuzbandes. *Orthopäde* 31 (8): 731-740.
198. Weineck J (1994): Optimales Training: Leistungsphysiologische Trainingslehre unter besonderer Berücksichtigung des Kinder- und Jugendtrainings. 8., überarbeitete und erweiterte Aufl., PERIMED-spitta, Erlangen.
199. Weise K (2000): Moderne Behandlungsstrategien in der Sporttraumatologie. *Dtsch Z Sportmed* 51 (1): 354-358.
200. Wentzensen A, Hochstein P (1998): Versorgung der VKB-Ruptur: Indikation, Verfahrenswahl, Zeitpunkt, Begleit- und Nachbehandlung. *Zentralbl Chir* 123: 970-980.
201. Wilk KE, Romaniello WT, Soscia SM, Arrigo CA, Andrews JR (1994): The Relationship Between Subjective Knee Scores, Isokinetic Testing and Functional Testing in the ACL-Reconstructed Knee. *J Orthop Sports Phys Ther* 20 (2): 60-73.
202. Wirth CJ (1989): Kreuzbandverletzungen des Kniegelenkes. *Orthopäde* 18: 302-314.
203. Wittenberg RH, Oxford HU, Plafki C (1998): A comparison of conservative and delayed surgical treatment of anterior cruciate ligament ruptures. *Int Orthop* 22: 145-148.
204. Witvrouw E, Bellemans J, Verdonk R, Cambier D, Coorevits P, Almqvist F (2001): Patellar Tendon vs. Doubled Semitendinosus and Gracilis Tendon for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Int Orthop* 25: 308-311.
205. Witvrouw E, Lysens R, Bellermaans J, Cambier D, Vanderstraeten G (2000): Intrinsic Risk Factors For the Development of Anterior Knee Pain in an Athletic Population: A Two-Year Prospective Study. *Am J Sports Med* 28: 480-489.
206. Wolff R, Brechtel L (2000): Schmerzen im vorderen Bereich des Kniegelenkes (Femoropatellares Schmerzsyndrom, Chondropathia patellae u.a.). *Dtsch Z Sportmed* 51: 343-344.
207. Wülker N, Kohn D, Siebert WE, Wirth CJ (1991): Die Bedeutung des Aktivitätsscores bei der Bewertung von Kniebandrekonstruktionen. *Sportverl Sportschaden* 5: 130-134.

208. Zantop T, Petersen W (2004): Die Nicht-Kontakt-Verletzung des vorderen Kreuzbandes: Epidemiologie, Unfallmechanismen und Prävention. Orthopädische Praxis 40 (1): 16-23.
209. Zhang LQ, Nuber GW, Bowen MK, Koh JL, Butler JP (2002): Multiaxis Muscle Strength in ACL Deficient and Reconstructed Knees: Compensatory Mechanism. Med Sci Sports Exerc 34: 2-8.

Anhang

Anhang A

Ermittlung der Referenzwerte der Kontrollgruppe

Beim Test auf Seitenunterschiede in der Kontrollgruppe für die Variablen, die als paarige Messwerte vorlagen, ergab sich nur für 3 Variablenpaare (3 von 100 = 3 %) ein signifikantes Ergebnis. Zu diesen zählten bei der sonografischen Messung der Muskeldicken die Variablen des M. vastus lateralis ($p = 0,030$) bei 70 % der Oberschenkelänge sowie des M. vastus medialis ($p = 0,030$) bei 30 % der Oberschenkelänge. Ein signifikanter Unterschied zwischen linker und rechter Seite zeigte sich des Weiteren für die elektrische Aktivität des M. vastus medialis (mittlere Amplitude) beim einbeinigen Nieder-Hoch-Sprung ($p = 0,041$).

Das bedeutet, dass für die erhobenen Messwerte der Kontrollgruppe zu 97% von Seitengleichheit ausgegangen werden kann. Da nur für 3 % der Variablenpaare ein signifikantes Ergebnis ermittelt wurde und das Ergebnis damit unterhalb der Grenze der Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 % liegt, wurde für die weitere Datenauswertung ein mittlerer *Referenzwert* berechnet, der sich aus dem *Mittelwert der linken und rechten Körperseite* ergeben hat. Diese neu berechnete Variable wurde im Ergebnisteil vereinfacht als Referenzwert bezeichnet und zum Datenvergleich in allen Ergebnistabellen als solcher angegeben. Auch bei der statistischen Überprüfung auf Unterschiede zwischen unabhängigen Gruppen (Mann-Whitney U-Test), d.h. beim Vergleich zwischen operierter bzw. gesunder Seite zu den Ergebnissen der Kontrollgruppe, wurde der Referenzwert verwendet.

Anhang B

Fragebogen und Scores

B.1 Fragebogen

1. Persönliche Daten

| | | | |
|---------------|--|--------------|--|
| Name, Vorname | | | |
| Probanden-Nr. | | Gewicht (kg) | |
| Geburtsdatum | | Größe (m) | |
| Geschlecht | | | |

2. Präoperative Patientendaten und Angaben zur Verletzung

| | | | | | |
|---|---|--------|--|-------|--|
| Sportaktivität vor der Verletzung (Sportart/en) | 1 | | | | |
| | 2 | | | | |
| | 3 | | | | |
| Durchschnittliche Anzahl der TE/ Woche (je o.g. Sportart, vor der Verletzung) | 1 | | | | |
| | 2 | | | | |
| | 3 | | | | |
| Durchschnittliche Trainingsstunden/ Woche vor der Verletzung (insgesamt) | Std. | | | | |
| Dominante Seite | | Rechts | | Links | |
| <u>Bitte Fragen im Rahmen nicht ausfüllen!!!</u> | | | | | |
| Sportartenklassifikation modifiziert nach Fink et al. (1991 und 1993) | | | | | |
| High Risk Pivoting Shift | Fußball, Handball, Basketball, Tennis, Ski alpin | | | | |
| Low Risk Pivoting Shift | Skilanglauf, Volleyball, Wandern, Aerobic, Laufen, Klettern | | | | |
| Non Risk Pivoting Shift | Schwimmen, Radfahren | | | | |

| | | | | | | |
|----------------------------------|-------|--|--------|--|---------|--|
| Verletzungsort | Sport | | Arbeit | | Anderes | |
| Verletzungsdatum | | | | | | |
| Unfallhergang (Kurzbeschreibung) | | | | | | |

3. Angaben zur Operation

| | | | | | | | |
|--|--------|--------------------------|-------|--------------------------|--------------------------|------|--------------------------|
| OP-Datum | | | | OP-Technik | | | |
| op. Seite | Rechts | <input type="checkbox"/> | Links | <input type="checkbox"/> | Klinik | | |
| Welchen Grund gab es für die Durchführung der OP? (Schmerzen, Unsicherheit/ Instabilität, Empfehlung des Arztes, Berufliche o. Sportliche Aktivität) | | | | | | | |
| Wurden Sie hinsichtlich der OP-Technik beraten? | | | | Ja | <input type="checkbox"/> | Nein | <input type="checkbox"/> |
| Wenn ja, durch wen? | | | | | | | |

4. Anamnese seit VKB-Plastik (und nach Abschluss der Rehabilitation)

| | | | | |
|--|----|--------------------------|------|--------------------------|
| Haben Sie nach Abschluss der Rehabilitation ein muskuläres Aufbautraining fortgesetzt? | Ja | <input type="checkbox"/> | Nein | <input type="checkbox"/> |
| Wenn ja, wie lange (Monate)? | | | | |
| Wenn ja, wo (Reha-Zentrum, Fitnessstudio, anderes ...)? | | | | |
| | | | | |
| Sind erneute Verletzung am operierten Knie eingetreten? | Ja | <input type="checkbox"/> | Nein | <input type="checkbox"/> |
| Wenn ja, wann? | | | | |
| Wenn ja, wie (Sportunfall, Sturz, ...)? | | | | |
| Wenn ja, welche Art Verletzung? | | | | |
| | | | | |
| Wurden erneute Operationen/ Arthroskopien am betroffenen Kniegelenk notwendig? | Ja | <input type="checkbox"/> | Nein | <input type="checkbox"/> |
| Wenn ja, wann? | | | | |
| Wenn ja, Grund der OP? | | | | |
| | | | | |
| Wurden erneute therapeutische Behandlungen (Krankengymnastik, ...) durchgeführt? | Ja | <input type="checkbox"/> | Nein | <input type="checkbox"/> |
| Wenn ja, wann? | | | | |
| Wenn ja, Grund der Behandlung? | | | | |

| | | | | |
|---|------------|--|------------|------------|
| Subjektiv schmerz- und beschwerdefreies Gehen möglich? | Ja | | Nein | |
| Wenn nein, wie lange können Sie beschwerdefrei Gehen? | Bis 10 Min | | 10-120 Min | |
| Wenn nein, wie stark sind die Beschwerden auf einer Skala von 1 bis 10 (1 ... keine Schmerzen, 10 ... stärkste Schmerzen) | | | | |
| | | | | |
| Subjektiv schmerz- und beschwerdefreies Laufen/ Joggen möglich? | Ja | | Nein | Weiß nicht |
| Wenn nein, wie lange können Sie beschwerdefrei Laufen? | Bis 10 Min | | 10-120 Min | |
| Wenn nein, wie stark sind die Beschwerden auf einer Skala von 1 bis 10 (1 ... keine Schmerzen, 10 ... stärkste Schmerzen) | | | | |
| | | | | |
| Wiederaufnahme einer sportlichen Aktivität nach VKB-Plastik (unabhängig von bisheriger Sportart) | Ja | | Nein | |
| Wenn ja, wann (Monate nach OP)? | | | | |
| Wenn nein, warum nicht? | | | | |
| | | | | |
| Wiederaufnahme des Trainings in der gleichen Sportart wie vor der Verletzung? | Ja | | Nein | |
| Wenn ja, wann (Monate nach OP)? | | | | |
| Wenn nein, warum nicht? | | | | |
| | | | | |
| Wiederaufnahme des Trainings in der gleichen Intensität (Trainingshäufigkeit, Wettkampfteilnahme) wie vor der Verletzung? | Ja | | Nein | |
| Wenn ja, seit wann (Monate nach OP)? | | | | |
| Wenn nein, warum nicht? | | | | |
| | | | | |
| Wechsel auf eine andere Sportart (mit regelmäßigem Training) nach der Verletzung? | Ja | | Nein | |
| Wenn ja, welche? | | | | |
| Wenn ja, warum? | | | | |

5. Derzeitige Trainingsanamnese

| | | |
|---|---|--|
| Regelmäßige Sportaktivität nach der VKB-Plastik (Sportart/en) | 1 | |
| | 2 | |
| | 3 | |
| Gelegentliche Sportaktivität nach der VKB-Plastik (Sportart/en) | 4 | |
| | 5 | |
| | 6 | |
| Durchschnittliche Anzahl der TE/ Woche (je o.g. Sportart) | 1 | |
| | 2 | |
| | 3 | |
| | 4 | |
| | 5 | |
| | 6 | |
| Durchschnittliche Trainingsstunden/ Woche aktuell (insgesamt) | Std. | |
| <u>Bitte Fragen im Rahmen nicht ausfüllen!!!</u> | | |
| Sportartenklassifikation modifiziert nach Fink et al. (1991 und 1993) | | |
| High Risk Pivoting Shift | Fußball, Handball, Basketball, Tennis, Ski alpin | |
| Low Risk Pivoting Shift | Skilanglauf, Volleyball, Wandern, Aerobic, Laufen, Klettern | |
| Non Risk Pivoting Shift | Schwimmen, Radfahren | |

6. Orthopädietechnische Hilfsmittel

| | | |
|--|------------------|--|
| Nutzung kniegelenkstabilisierender Hilfsmittel beim Sport? (Bandagen, Orthesen, Tape) | Ja, immer | |
| | Ja, gelegentlich | |
| | Nein | |
| Wenn ja, welche Art? | | |
| Wenn ja, seit wann? | | |
| Wenn ja, warum? (...wegen Instabilität, für subj. Sicherheit, wg. Sportartenrisiko, Empfehlung Arzt/ Therapeut, Freund....) | | |

Sonstige Anmerkungen zur subjektiven Kniezufriedenheit, Sportfähigkeit, Folgebehandlungen seit Abschluss der Rehabilitation ...

| |
|--|
| |
|--|

B.2 KOS-Score ADL (nach Irrgang 1998)

Name: _____

Anleitung: Dieser Fragebogen wurde konzipiert, um die Symptome und Einschränkungen Ihres Knies im Alltag zu dokumentieren. Bitte beantworten Sie jede Frage, in dem Sie diejenige Aussage ankreuzen, die am besten Ihre Situation in den letzten Tagen wiedergibt! Auch wenn mehr als eine Aussage zutreffend ist, bitte notieren Sie **nur eine** Antwort.

Symptome

In welchem Maß behindern Sie die folgenden Kniesymptome in Ihrem Alltag?

| | nie gehabt | habe, aber behindert mich nicht | behindert mich leicht | behindert mich mäßig | behindert mich stark | behindert mich total |
|--------------------------------|-----------------------|---------------------------------------|--------------------------|----------------------------|-------------------------|-------------------------|
| 1. Schmerz | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 2. Kniegeräusche | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 3. Steifigkeit | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 4. Schwellung | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 5. teilweise instabiles Gefühl | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 6. total instabiles Gefühl | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 7. Kraftlosigkeit | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 8. Hinken | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

Einschränkungen

In welchem Maß sind Sie bei folgenden Aktivitäten wegen Ihres Knies eingeschränkt?

| | nie gehabt | habe, aber behindert mich nicht | behindert mich leicht | behindert mich mäßig | behindert mich stark | behindert mich total |
|-------------------------------|-----------------------|---------------------------------------|--------------------------|----------------------------|-------------------------|-------------------------|
| 1. Gehen | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 2. Treppen aufwärts | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 3. Treppen abwärts | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 4. Stehen | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 5. Knie | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 6. in die Hocke gehen | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 7. Sitzen mit gebeugten Knien | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 8. vom Stuhl aufstehen | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

Wie würden Sie Ihre aktuelle Kniefunktion während Ihrer üblichen Alltagsaktivitäten auf einer Skala von 0 bis 100 definieren? _____

B.3 KOS-Score Sport (nach Irrgang 1998)

Name: _____

Anleitung: Dieser Fragebogen wurde konzipiert, um die Symptome und Einschränkungen Ihres Knies beim Sport zu dokumentieren. Bitte beantworten Sie jede Frage, in dem Sie diejenige Aussage ankreuzen, die am besten Ihre Situation in den letzten Tagen wiedergibt! Auch wenn mehr als eine Aussage zutreffend ist, bitte notieren Sie **nur eine** Antwort.

Symptome

In welchem Maß behindern Sie die folgenden Kniesymptome bei Ihrem Sport?

| | nie gehabt | habe, aber behindert mich nicht | behindert mich leicht | behindert mich mäßig | behindert mich stark | behindert mich total |
|--------------------------------|-----------------------|---------------------------------------|--------------------------|----------------------------|-------------------------|-------------------------|
| 1. Schmerz | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 2. Kniegeräusche | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 3. Steifigkeit | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 4. Schwellung | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 5. teilweise instabiles Gefühl | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 6. total instabiles Gefühl | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 7. Kraftlosigkeit | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

Einschränkungen

In welchem Maß sind Sie bei folgenden sportlichen Aktivitäten wegen Ihres Knies eingeschränkt?

| | nie gehabt | habe, aber behindert mich nicht | behindert mich leicht | behindert mich mäßig | behindert mich stark | behindert mich total |
|--------------------------------|-----------------------|---------------------------------------|--------------------------|----------------------------|-------------------------|-------------------------|
| 1. Joggen/ geradeaus rennen | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 2. springen/ landen | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 3. abbremsen/ beschleunigen | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |
| 4. abdrehen/ Richtung wechseln | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> | <input type="radio"/> |

Wie würden Sie Ihre aktuelle Kniefunktion während Ihrer üblichen Sportaktivitäten auf einer Skala von 0 bis 100 definieren?

B.4 Evaluationsbogen für Patienten nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes

Persönliche Daten

| | | | |
|---------------|--|-----------------|--|
| Name, Vorname | | | |
| Geburtsdatum | | OP-Datum | |
| Größe (m) | | OP-Technik | |
| Gewicht (kg) | | Operierte Seite | |

A Scores

| | | | | |
|------------------|-------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|
| Bewertungsschema | 4: Sehr gut | 3: Gut | 2: Befriedigend | 1: Schlecht |
| Scores | <input type="checkbox"/> 91 - 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % |
| Bewertungsschema | Punkte | in % | | Stufe |
| KOS-Score ADL | | | | |
| KOS-Score Sport | | | | |

B: Klinischer Befund

| | | | | | |
|------------------------|-----------------------------------|-----------------------------------|------------------------------------|----------------------------------|-------------|
| <i>Bewegungsausmaß</i> | | | | | |
| Betroffene Seite: | | | ° | Gegenseite: | |
| <i>Lachman</i> | | | | | |
| Betroffene Seite: | mm | | Gegenseite: | mm | |
| | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 | Stufe (4-1) |
| Streckdefizit | <input type="checkbox"/> < 3° | <input type="checkbox"/> 3 - 5° | <input type="checkbox"/> 6 - 10° | <input type="checkbox"/> > 10° | |
| Beugedefizit | <input type="checkbox"/> 0 - 5° | <input type="checkbox"/> 6 - 15° | <input type="checkbox"/> 16 - 25° | <input type="checkbox"/> > 25° | |
| Lachman | <input type="checkbox"/> 1 - 2 mm | <input type="checkbox"/> 3 - 5 mm | <input type="checkbox"/> 6 - 10 mm | <input type="checkbox"/> > 10 mm | |

C Muskelmorphologie

| | | | |
|---|----|----------------------------|----------------------------|
| <i>Sonografische Messung M. vastus medialis (knienah: 30 % der Oberschenkel-länge)</i> | | | |
| Betroffene Seite (B): | mm | Gegenseite (N): | mm |
| in % (B*100/N) | | Referenzwert ⁵⁸ | 41,7 mm (35,6–45,8) |
| <i>Sonografische Messung M. vastus intermedius (knienah: 30 % der Oberschenkel-länge)</i> | | | |
| Betroffene Seite (B): | mm | Gegenseite (N): | mm |
| in % (B*100/N) | | Referenzwert ⁵⁸ | 23,5 mm (20,3-26,6) |

⁵⁸ Der Referenzwert bezieht sich auf das Ergebnis der Kontrollgruppe der vorliegenden Studie (n = 23) und bedarf für nachfolgend zu planende Untersuchungen einer Überprüfung mit größeren Fallzahlen.

| Muskeldicke | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 | Korrektur Referenz (-1) | Stufe (4-1) |
|-----------------------|------------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|---------------------------------|----------------------------|-------------|
| M. vastus medialis | <input type="checkbox"/> 91- 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % | | |
| M. vastus intermedius | <input type="checkbox"/> 91- 100 % | <input type="checkbox"/> 81 - 90 % | <input type="checkbox"/> 71 - 80 % | <input type="checkbox"/> < 70 % | | |

D Funktionstest

| | | | | | | |
|---|-------------|----------------------------|------------------------|----------|----------------------------|-------------|
| Isokinetische Drehmomente: Knieextensoren (60°/s) | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | Nm | Gegenseite (N): | Nm | | | |
| in % (B*100/N) | | Referenzwert ⁵⁹ | 200,3 Nm (156,2-242,2) | | | |
| Isokinetische Drehmomente: Knieflexoren (60°/s) | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | Nm | Gegenseite (N): | Nm | | | |
| in % (B*100/N) | | Referenzwert ⁵⁹ | 90,9 Nm (70,3-111,3) | | | |
| Einbeinweitsprung | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | m | Gegenseite (N): | m | | | |
| in % (B*100/N) | | Referenzwert ⁵⁹ | 1,71 m (1,45 - 2,04) | | | |
| Einbeiniger Nieder-Hoch-Sprung (Bodenkontaktzeit) | | | | | | |
| Betroffene Seite (B): | ms | Gegenseite (N): | ms | | | |
| Ergebnis in % (N/B) | | Referenzwert ⁵⁹ | 239 ms (215-258) | | | |
| | | | | | | |
| Funktionstests | Stufe 4 | Stufe 3 | Stufe 2 | Stufe 1 | Korrektur Referenz (-1) | Stufe (4-1) |
| Isokinetik: Extensoren | ☐ 91- 100 % | ☐ 81 - 90 % | ☐ 71 - 80 % | ☐ < 70 % | | |
| Isokinetik: Flexoren | ☐ 91- 100 % | ☐ 81 - 90 % | ☐ 71 - 80 % | ☐ < 70 % | | |
| Einbeinweitsprung | ☐ 91- 100 % | ☐ 76 - 90 % | ☐ 50 - 75 % | ☐ < 50 % | | |
| Nieder-Hoch-Sprung | ☐ 91- 100 % | ☐ 81 - 90 % | ☐ 71 - 80 % | ☐ < 70 % | | |

⁵⁹ Der Referenzwert bezieht sich auf das Ergebnis der Kontrollgruppe der vorliegenden Studie (n = 23) und bedarf für nachfolgend zu planende Untersuchungen einer Überprüfung mit größeren Fallzahlen.

Danksagung

Ich möchte allen danken, die an meine Arbeit geglaubt haben und die mich in den letzten zwei Jahren, die voller Schmerz und Freude waren, ermutigt haben, meine Dissertation zu beenden.

Mein tiefster Dank gilt meinem Ehepartner Ralf Ducke, der in Liebe immer für mich da ist, meinem Sohn Tom, der für mich einzigartig und etwas ganz Besonderes bleibt, meiner Tochter Lina, die uns den Glauben an Glück und Leben zurück gegeben hat, und unseren Eltern und Geschwistern für ihre liebe und hilfreiche Unterstützung.

Einen besonderen Dank möchte ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. R. Wolff aussprechen, der mir mit seiner konstruktiven Kritik viele Denkanstöße gegeben hat und damit vor allem die Diskussion der Ergebnisse zunehmend vervollkommen hat. Mein Dank geht ebenso an Herrn Dr. med. L. Brechtel, der mich insbesondere in der Phase der Planung und Realisierung dieser Arbeit unterstützte. Vor allem möchte ich aber auch meinem Kollegen Mario Hermsdorf danken, der mir in technischen Fragen und bei elektronischen Problemen wichtige Hinweise gab und mir stets hilfsbereit zur Seite stand. Ich danke ebenfalls Herrn PD Dr. med. H. Schauwecker, Chefarzt der Unfallchirurgie der DRK-Klinik Westend, und seiner Mitarbeiterin Frau Dr. S. Rechter sowie den Studenten Angela Hänsel, Julia Bille, Steffen Krüger und Sascha Kohlmorgen, die mich bei der Durchführung der umfangreichen Untersuchungen unterstützten.

Für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Daten gilt mein Dank Herrn PD Dr. rer. nat. W. Kössler von der Mathematisch-naturwissenschaftlichen Fakultät II, Institut für Informatik.

Für das Lesen des Manuskripts und die wertvollen Hinweise und Anregungen danke ich herzlich Frau Dr. K. Behm.

Abschließend möchte ich außerdem dem Median Reha-Zentrum Westend unter Leitung von Herrn Th. Roth und dessen Mitarbeiter für die Nutzung der Räumlichkeiten und der Messtechnik sowie für die organisatorische Unterstützung bei der Planung und Durchführung der Untersuchungen danken.

Eidesstattliche Erklärung

Ich versichere, dass die vorliegende Arbeit zum Thema „Ergebnisse 4 Jahre nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes: Welche Variablen sind zur Ergebnisbeurteilung relevant?“ von mir selbständig verfasst und keine anderen Hilfsmittel als die hier angegebenen verwendet wurden.

Alle Zitate sowie sinngemäße wörtliche Wiedergaben, die anderen Werken entnommen wurden, sind unter Angabe der Quelle kenntlich gemacht. Die Abbildungen, Diagramme und Tabellen sind von mir erstellt, sofern diese nicht als Entlehnung gekennzeichnet sind.

Berlin, 30. September 2005

Ilka Ducke

